

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis**

**Bucofacial**



**MÁSTER OFICIAL EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS**

**TRABAJO FIN DE MÁSTER**

**Análisis comparativo *in vitro* de veracidad y precisión de la estereofotogrametría (PIC®) y del escáner intraoral (Trios®) en toma de registros para prótesis sobre implantes en arcada completa.**

Presentado por

Alessandro Sallorenzo

Bajo la dirección del Doctor Miguel Gómez-Polo





## **MÁSTER EN: CIENCIAS ODONTOLÓGICAS**

### **COMPROMISO DEONTOLÓGICO PARA LA ELABORACIÓN, REDACCIÓN Y POSIBLE PUBLICACIÓN DEL TRABAJO DE FIN DE MÁSTER (TFM)**

**CENTRO:** Universidad Complutense de Madrid

**ESTUDIANTE DE MÁSTER:** Alessandro Sallorenzo

**TUTOR/ES DEL TFM:** Miguel Gómez-Polo

**TÍTULO DEL TFM:** Análisis comparativo *in vitro* de veracidad y precisión de la estereofotogrametría (PIC®) y del escáner intraoral (Trios®) en toma de registros para prótesis sobre implantes en arcada completa.

**FECHA DE PRIMERA MATRÍCULA:** 12/06/2018

**FECHA DE SEGUNDA MATRÍCULA** (en caso de producirse): /

#### **1. Objeto**

El presente documento constituye un compromiso entre el estudiante matriculado en el Máster en **Ciencias Odontológicas** y su Tutor/es y en el que se fijan las funciones de supervisión del citado trabajo de fin de máster (TFM), los derechos y obligaciones del estudiante y de su/s profesor/es tutor/es del TFM y en donde se especifican el procedimiento de resolución de potenciales conflictos, así como los aspectos relativos a los derechos de propiedad intelectual o industrial que se puedan generar durante el desarrollo de su TFM.

#### **2. Colaboración mutua**

El/los tutor/es del TFM y el autor del mismo, en el ámbito de las funciones que a cada uno corresponden, se comprometen a establecer unas condiciones de colaboración que permitan la realización de este trabajo y, finalmente, su defensa de acuerdo con los procedimientos y los plazos que estén establecidos al respecto en la normativa vigente.

#### **3. Normativa**

Los firmantes del presente compromiso declaran conocer la normativa vigente reguladora para la realización y defensa de los TFM y aceptan las disposiciones contenidas en la misma.

#### **4. Obligaciones del estudiante de Máster**

- Elaborar, consensuado con el/los Tutor/es del TFM un cronograma detallado de trabajo que abarque el tiempo total de realización del mismo hasta su lectura.
- Informar regularmente al Tutor/es del TFM de la evolución de su trabajo, los problemas que se le planteen durante su desarrollo y los resultados obtenidos.
- Seguir las indicaciones que, sobre la realización y seguimiento de las actividades formativas y la labor de investigación, le hagan su tutor/es del TFM.
- Velar por el correcto uso de las instalaciones y materiales que se le faciliten por parte de la Universidad Complutense con el objeto de llevar a cabo su actividad de trabajo, estudio e investigación.

## **5. Obligaciones del tutor/es del TFM**

- Supervisar las actividades formativas que desarrolle el estudiante; así como desempeñar todas las funciones que le sean propias, desde el momento de la aceptación de la tutorización hasta su defensa pública.
- Facilitar al estudiante la orientación y el asesoramiento que necesite.

## **6. Buenas prácticas**

El estudiante y el tutor/es del TFM se comprometen a seguir, en todo momento, prácticas de trabajo seguras, conforme a la legislación actual, incluida la adopción de medidas necesarias en materia de salud, seguridad y prevención de riesgos laborales.

También se comprometen a evitar la copia total o parcial no autorizada de una obra ajena presentándola como propia tanto en el TFM como en las obras o los documentos literarios, científicos o artísticos que se generen como resultado del mismo. Para tal, el estudiante firmará la Declaración de No Plagio del ANEXO I, que será incluido como primera página de su TFM.

## **7. Procedimiento de resolución de conflictos académicos**

En el caso de producirse algún conflicto derivado del incumplimiento de alguno de los extremos a los que se extiende el presente compromiso a lo largo del desarrollo de su TFM, incluyéndose la posibilidad de modificación del nombramiento del tutor/es, la coordinación del máster buscará una solución consensuada que pueda ser aceptada por las partes en conflicto. En ningún caso el estudiante podrá cambiar de Tutor directamente sin informar a su antiguo Tutor y sin solicitarlo oficialmente a la Coordinación del Máster.

En el caso de que el conflicto persista se gestionará según lo previsto en el SGIC de la memoria verificada.

## **8. Confidencialidad**

El estudiante que desarrolla un TFM dentro de un Grupo de Investigación de la Universidad Complutense, o en una investigación propia del Tutor, que tenga ya una trayectoria demostrada, o utilizando datos de una empresa/organismo o entidad ajenos a la Universidad Complutense de Madrid, se compromete a mantener en secreto todos los datos e informaciones de carácter confidencial que el Tutor/es del TFM o de cualquier otro miembro del equipo investigador en que esté integrado le proporcionen así como a emplear la información obtenida, exclusivamente, en la realización de su TFM.

Asimismo, el estudiante no revelará ni transferirá a terceros, ni siquiera en los casos de cambio en la tutela del TFM, información del trabajo, ni materiales producto de la investigación, propia o del grupo, en que haya participado sin haber obtenido, de forma expresa y por escrito, la autorización correspondiente del anterior Tutor del TFM.

## **9. Propiedad intelectual e industrial**

Cuando la aportación pueda ser considerada original o sustancial el estudiante que ha elaborado el TFM será reconocido como cotitular de los derechos de propiedad intelectual o industrial que le pudieran corresponder de acuerdo con la legislación vigente.



## **10. Periodo de Vigencia**

Este compromiso entrará en vigor en el momento de su firma y finalizará por alguno de los siguientes supuestos:

- Cuando el estudiante haya defendido su TFM.
- Cuando el estudiante sea dado de baja en el Máster en el que fue admitido.
- Cuando el estudiante haya presentado renuncia escrita a continuar su TFM.
- En caso de incumplimiento de alguna de las cláusulas previstas en el presente documento o en la normativa reguladora de los Estudios de Posgrado de la Universidad Complutense.

La superación académica por parte del estudiante no supone la pérdida de los derechos y obligaciones intelectuales que marque la Ley de Propiedad Intelectual para ambas partes, por lo que mantendrá los derechos de propiedad intelectual sobre su trabajo, pero seguirá obligado por el compromiso de confidencialidad respecto a los proyectos e información inédita del tutor.

**Firmado en Madrid, a 2 de Septiembre de 2019**

<p>El estudiante de Máster</p>  <p>Fdo.:</p>	<p>El Tutor/es</p>  <p>Fdo.:</p>
---	--

**SR. COORDINADOR DEL MÁSTER EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS**

**ANEXO I: DECLARACIÓN DE NO PLAGIO**

D./Dña. Alessandro Sallorenzo con NIE Y5500540N, estudiante de Máster en la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid en el curso 2018-2019, como autor/a del trabajo de fin de máster titulado *“Análisis comparativo in vitro de veracidad y precisión de la estereofotogrametría (PIC®) y del escáner intraoral (Trios®) en toma de registros para prótesis sobre implantes en arcada completa”*

y presentado para la obtención del título correspondiente, cuyo/s tutor/ es/son:

Miguel Gómez-Polo

---

**DECLARO QUE:**

El trabajo de fin de máster que presento está elaborado por mí y es original. No copio, ni utilizo ideas, formulaciones, citas integrales e ilustraciones de cualquier obra, artículo, memoria, o documento (en versión impresa o electrónica), sin mencionar de forma clara y estricta su origen, tanto en el cuerpo del texto como en la bibliografía. Así mismo declaro que los datos son veraces y que no he hecho uso de información no autorizada de cualquier fuente escrita de otra persona o de cualquier otra fuente. De igual manera, soy plenamente consciente de que el hecho de no respetar estos extremos es objeto de sanciones universitarias y/o de otro orden.

En Madrid, a 2 de Septiembre de 2019

Fdo.:



Esta DECLARACIÓN debe ser insertada en primera página de todos los trabajos fin de máster conducentes a la obtención del Título



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID. Facultad de Odontología

**TRABAJO DE FIN DE MÁSTER**  
**VISTO BUENO DEL TUTOR**  
**MASTER OFICIAL EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS**

***El profesor/a tutor***

Nombre y apellidos:	Miguel Gómez-Polo
---------------------	-------------------

***del alumno/a***

Nombre y apellidos	Alessandro Sallorenzo
--------------------	-----------------------

***encuadrado en la línea de investigación***

Implantoprótesis
------------------

**DA EL VISTO BUENO**

para que el Trabajo de Fin de Máster titulado

*“Análisis comparativo in vitro de veracidad y precisión de la estereofotogrametría (PIC®) y del escáner intraoral (Trios®) en toma de registros para prótesis sobre implantes en arcada completa”*

sea admitido para su defensa ante Tribunal.

En Madrid a 2 de Septiembre de 2019\_.

Fdo: el profesor/a

El presente Visto Bueno se debe acompañar del Trabajo de Investigación en formato electrónico y tres copias en papel



## ÍNDICE

1. Introducción	11
1. CAD/CAM y Escáneres intraorales	13
2. Impresiones digitales y rehabilitaciones implantoprotésicas	20
3. Escáner extraoral con estereofotogrametría	27
2. Justificación y objetivos	31
1. Justificación	31
2. Objetivos	33
1. Objetivo General	33
2. Objetivos Específicos	33
3. Hipótesis de trabajo	35
4. Material y método	37
1. Modelos y fabricación	37
2. Medidas de referencia	38
3. Creación encías de diferentes espesores	39
4. Toma de impresiones	43
1. Estereofotogrametría (Sistema PIC® dental)	43
2. Escáner Trios®	46
5. Obtención de datos a partir de archivos .stl	48
1. Fase de diseño en “Exocad®”	48
2. Obtención de coordenadas en “Geomagic®”	51
3. Medición de distancias y angulaciones en “Excel®”	54
6. Variables estudiadas	55
7. Análisis estadístico	56
5. Resultados	59
1. Estudio de la veracidad	60
2. Estudio de la precisión	61

3. Influencia de las diferentes alturas de encías sobre precisión y veracidad en escáner intraoral	63
4. Análisis general	64
6. Discusión	71
7. Conclusiones	85
8. Bibliografía	87
9. Anexos	99



## 1. INTRODUCCIÓN

Los implantes dentales se utilizan desde décadas con éxito para tratar pacientes parcialmente o totalmente edéntulos con prótesis implanto-soportadas. (1) En el tratamiento protésico, un factor fundamental es la precisión y exactitud de las impresiones para la creación de estructuras implantosoportadas con ajuste pasivo. Con este término se entiende la máxima congruencia espacial entre las dos superficies opuestas del implante y de la estructura, sin tensiones de los componentes después haber atornillados todos los tornillos, en ausencia de una fuerza externa que esté actuando. (2–4)

El valor de discrepancia máxima aceptable entre una estructura y los implantes varia en los estudios entre 10  $\mu\text{m}$  (Brånemark 1983), 50-75  $\mu\text{m}$  y 150  $\mu\text{m}$ , entonces no se puede determinar un valor umbral de aceptación clínica y siendo todavía imposible con la tecnología actual el perfecto ajuste entre estructuras-implante (Tabla 1). (2,4–11)

Tabla 1.	
<b>Autores</b>	<b>Definición</b>
Brånemark (8)	Gap entre pilar y estructura de 10 $\mu\text{m}$ .
Jemt (11)	Gap entre pilar y estructura menor de 150 $\mu\text{m}$ .
Watanabe y cols. (12)	No gap entre pilar y estructura y sin tensiones.
Sahin y Cehreli (4)	No tensiones después de la colocación.
Karl y cols. (13)	No tensiones después de la colocación.

En el 2017 Joannis Katsoulis propuso otra clasificación del ajuste pasivo, como se puede ver en la tabla siguiente (Tabla 2). (2)

<b>Tabla 2. Katosulis y cols. (2017) (2)</b>				
<b>Ajuste/desajuste</b>	<b>Antes de atornillar. Dimensión del espacio de la interfase (vertical y horizontal)</b>	<b>Rotación (°) hasta la carga final (+ torque del tornillo) durante el apretamiento de los tornillos</b>	<b>Después apretamiento tornillos</b>	<b>Posible fabricación y aceptación clínica.</b>
<b>Perfecto</b>	0 $\mu\text{m}$	Pequeña rotación final (torque inicial bajo, final fuerte aumento)	0 $\mu\text{m/m}$	Teórica
<b>Muy bueno</b>	<25 $\mu\text{m}$	/	<25 $\mu\text{m/m}$	Prótesis sobre implantes de 3 unidades
<b>Bueno</b>	<50 $\mu\text{m}$	< 45° de rotación final	<50 $\mu\text{m/m}$	Prótesis sobre implantes de 4-9 unidades
<b>Medio</b>	50-100 $\mu\text{m}$	/	50-100 $\mu\text{m/m}$	Prótesis completa sobre implantes
<b>Moderado</b>	100-150 $\mu\text{m}$	/	100-150 $\mu\text{m/m}$	No aceptable
<b>Pobre</b>	>150 $\mu\text{m}$	> 90° de rotación final	>150 $\mu\text{m/m}$	No aceptable
<b>Muy pobre</b>	>200 $\mu\text{m}$	Gran rotación final, alto torque del tornillo y aumento progresivo	>200 $\mu\text{m/m}$	No aceptable

La falta de ajuste entre las superficies de las prótesis atornilladas implanto-soportadas lleva a la creación de fuerzas que no se pueden controlar sobre los componentes protésicos y los tejidos peri-implantarios. Estas tensiones pueden conllevar a su vez la aparición de complicaciones mecánicas (aflojamiento de tornillos, fractura de la prótesis o de los componentes de los implantes) y biológicas en la interfase hueso-implante (deformación del hueso, remodelación, continua reabsorción), llevando en el peor de los casos a la pérdida del implante. (2,5,14–21)

Las complicaciones más frecuentes reportadas en las rehabilitaciones de arcadas completas han sido la fractura de tornillos (10,4% a los 5 años y 20,8% a los 10 años) y el “*chipping*” o fractura del material cerámico (33,3% a los 5 años y 66,6% a los 10 años), y pueden estar relacionadas con la falta de ajuste pasivo de la estructura (Fig.1-2) (22)

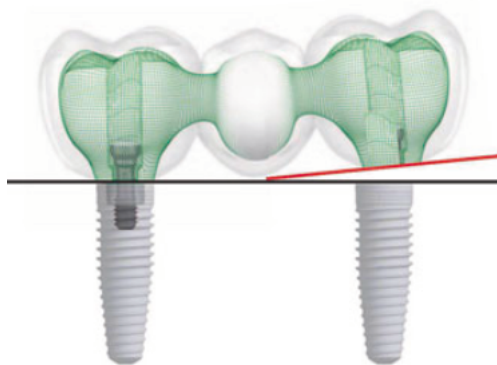


Fig.1 Test de ajuste pasivo atornillando un solo tornillo.

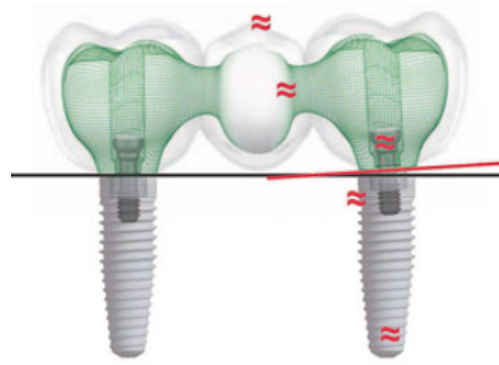


Fig.2 La falta de ajuste pasivo lleva a la creación de tensiones entre los componentes.

Varios estudios demuestran que estructuras aceptadas clínicamente no tienen ajuste pasivo *in vitro*. (4,9,13,23) Esto parece ir en relación con la existencia de una tolerancia biológica y técnica a la falta de ajuste pasivo, influenciando también otros factores en el desarrollo de secuelas (higiene oral pobre y genética). (2)

El proceso convencional de creación de una prótesis esta constituido por tres fases: impresión oral, fabricación de un modelo maestro y procesado de laboratorio. Cada paso es, sin embargo, susceptible de una distorsión que puede amenazar el ajuste pasivo final de la rehabilitación. (24) Además, en el paso de fabricación de estructuras, la técnica de colado a la cera perdida, proceso presentado en el 1907, introduce una contracción del material de manera que, cuanto más largo es el tramo que tiene que abarcar la estructura, más probabilidad de distorsiones y, en consecuencia, de desajuste. Por este motivo una impresión exacta es un prerequisite fundamental en el tratamiento implantoprotésico. (2,18)

En este sentido, la sistemática de trabajo digital CAD (*Computer Aided Design*)/CAM (*Computer Aided Manufacturing*) para la fabricación de estructuras implantosoportadas ha supuesto una indudable mejora en la confección de estructura, aunque se ha visto que también es influenciada por errores manuales que del mismo modo pueden llevar a pequeñas imprecisiones. (14,25)

## 1. CAD/CAM y ESCÁNERES INTRAORALES

La primera aplicación clínica de los sistemas CAD/CAM en el campo de la odontología fue realizada por Francois Duret entre el 1973 y el 1989 en la “*Faculté d’Odontologie*” de la “*Université Claude Bernard*” en Lion (Francia). (26,27) Sin embargo ya a partir de los años 70, la tecnología CAD/CAM estaba remplazando las técnicas de producción en el campo aeroespacial y automoción.(28)

En general los sistemas CAD/CAM están compuestos de tres fases (25,29):

- 1) La captura de los componentes (“digitalizadores”): adquisición de los datos de la zona de preparación y de las zonas vecinas y la conversión en una impresión digital (creación de una impresión digital directa o indirecta).
- 2) La fase de diseño (CAD): diseño de las restauraciones en la impresión digital y configuración de los parámetros de fabricación.
- 3) La fase de producción (CAM): fabricación de las restauraciones a partir de bloques sólidos de material.

La primera fase de adquisición de las imágenes es fundamental para todo el proceso. Entre las diferentes tecnologías utilizadas (digitalización por contacto, escaneo laser o cámaras ópticas) se encuentran los escáneres intraorales. Esos escáneres tridimensionales proyectan una luz sobre el tejido dentogingival o scan-bodies. Las imágenes capturadas son procesadas por un software para generar una “nube de puntos”, que luego son unidos de forma triangulada (triangulación) formando una malla de puntos (“*mesh*”), y obteniendo un modelo tridimensional. (25,30) Los escáneres suelen incorporar más de una tecnología (como microscopia confocal, tomografía de coherencia óptica, estereovisión activa y pasiva, triangulación y interferometría) para minimizar el ruido relacionado con las características de la superficie sujeta del escaneo como la translucidez y reflectividad. (27)

Los sistemas digitales se pueden dividir en dos tipos basándose en la capacidad de compartir los datos digitales: abiertos o cerrados. Los sistemas cerrados integran todos los pasos en único sistema, desde la adquisición de datos hasta la fabricación de la restauración, no pudiéndose intercambiar los datos con diferentes sistemas, a diferencia de los sistemas abiertos. (29)

En particular el escáner Trios® (Fig. 3-4) fue presentado en el mercado en el 2011 en el *International Dental Show* (IDS) por la casa 3Shape®(Copenhague, Dinamarca) y se basa en la tecnología de la microscopia confocal con exactitud de 20  $\mu\text{m}$  y una alta velocidad de escaneo. La luz blanca visible emitida produce un modelo de iluminación oscilatorio sobre el objeto. La principal ventaja de este sistema es que reconoce variaciones en el plano focal del patrón a lo largo de un intervalo de posiciones de planos focales mientras se mantiene una relación espacial fija con el objeto escaneado. El escáner capta 3000 imágenes por segundo, reduciéndose así el efecto del movimiento entre el escáner y los dientes. Al final, el escáner es capaz de transformar las informaciones de contraste con la de posición del plano focal en una superficie 3D, de manera instantánea, sin la

necesidad de utilizar polvo. Una peculiaridad de este sistema es la variación del plano focal, sin mover el escáner, en relación con el objeto escaneado. (27,29,31,32)

Las versiones más recientes escanean en color, permiten la toma de color dental y no necesitan el empleo de polvo. (7)

Además, el sistema es dotado de la propiedad de telecentricidad en el espacio del objeto que se está escaneando (a cualquier distancia de la lente se mantiene el mismo campo de visión) y es posible cambiar el plano focal mientras se mantiene la telecentricidad y magnificación. (31) La operación de escaneo es bastante simple: el odontólogo puede mantener el cabezal del escáner entre un intervalo de distancia desde la superficie objeto de impresión digital, hasta una distancia de 2-3 cm. El sistema recrea virtualmente a la vez tejidos duros y blandos, mientras el operador mueve el cabezal gradualmente sobre ellos. (31)

Existen dos tipologías de escáner Trios®: Trios Cart® (escáner con un carro móvil) y Trios Pod®. Este ultimo permite una mayor movilidad dado que se compone del cabezal del escáner y un ordenador portátil.

Este escáner tiene una amplia aplicación clínica, incluyendo coronas, prótesis parciales fijas, carillas, *inlays*, *onlays*, coronas sobre implantes y casos ortodónticos. (29) El software permite exportar los file en formato *.stl* o en un formato propio. Siendo un sistema abierto el file del escaneo se puede trabajar con otros sistemas CAD/CAM o el file propio se puede utilizar con el software 3Shape Dental System™.



Fig.3 Escáner Trios® con carro.



Fig.4 Pantalla del escáner durante el escaneado.

Esto permite crear directamente un modelo virtual del paciente, pudiendo prescindir del laboratorio para muchos procesos en caso de disponer además de un sistema de fabricación CAD.(27)

En el mundo de la odontología y, en particular de la implantología, los sistemas CAD/CAM han permitido mejorar una serie de procedimientos entre los cuales se encuentra la fabricación de las estructuras con nuevos materiales difíciles de colar, como el titanio o el zirconio, además de permitir la simulación de las intervenciones quirúrgicas sobre el modelo digital. (27,33)

Entre las **ventajas** de los escáneres intraorales y, en general, de los sistemas CAD/CAM encontramos:

- Mayor comodidad por parte del paciente: pacientes con reflejo nauseoso, trismos, dientes periodontales, musculatura lingual potente o niños, no toleran el procedimiento clásico para tomar impresiones. En el caso de tratamientos implantológicos, evita el empleo de los tradicionales transfers de impresión, incómodos en el sector posterior. En estos casos la impresión óptica disminuye la molestia. Se ha visto que los pacientes prefieren una impresión con escáneres respecto a una clásica. (17,30,34–39)
- Alternativa para los pacientes alérgicos a los materiales de impresión. (40)
- Mejor eficiencia en tiempo y espacio: reducción del tiempo de trabajo respecto a métodos convencionales, sobretudo en la fase posterior a la toma de impresión. Además, se eliminan fases incómodas y orígenes de distorsión del material del proceso analógico como selección de la cubeta, desinfección de la impresión, vaciado del modelo, separación del modelo desde el material de impresión, laceración de los márgenes o transporte del modelo, dado que la impresión digital se envía electrónicamente. Esto lleva a unos menores gastos en materiales consumibles, espacio de almacenamiento y evita errores asociados con esos mismos. (10,17,25,27,29,36,41–46)

En un estudio de Lee y Gallucci sobre la eficiencia, dificultad y preferencias del operador de un escáner intraoral (iTero®) en comparación con una impresión convencional en una restauración unitaria sobre implante, encontraron que la media de tiempo total era de 12 minutos y 29 segundos para la impresión digital y 24 minutos y 42 segundos para la convencional. En cuanto al grado de dificultad se encontró que el escáner ha sido considerado por los operadores más simple respecto a la impresión convencional. (47)

- Procedimientos clínicos más simplificados. El clínico, si no está satisfecho con algunos detalles de la impresión, puede borrar y volver a escanear solo esa parte, sin necesidad de volver a tomar la impresión virtual de la arcada entera.
- Posibilidad de realizar restauraciones con diferentes materiales, también cerámicos, en una sola cita (*one day treatment*). (48,49)

- En el caso de tener que fabricar un modelo por un proceso mitad digital y mitad analógico, el escaneado intraoral digital permite su creación a través sistemas de fresado o impresoras 3D. (43,50,51)
- Mejor comunicación con el protésico dental y con los pacientes. El odontólogo puede enviar de forma instantánea la impresión digital por correo al técnico de laboratorio, y si hace falta volver a repetirla inmediatamente, sin que el paciente se haya ido. Por parte del protésico permite facilitar la fase de diseño y fabricación de las estructuras, con una mejor productividad y tiempos más cortos de fabricación. (17)  
Los pacientes con las impresiones ópticas están más involucrados en el tratamiento, también desde el punto de vista emocional. Además, los escáneres son un poderoso instrumento indirecto de marketing. (30)
- Capacidad de captar tejidos blandos, dientes y scan-bodies, a diferencias de sistemas extraorales *chairside* (como PIC<sup>®</sup>), que transmiten únicamente la información sobre la posición en las tres dimensiones de los implantes. (52)
- Empleo de materiales a partir de bloques sólidos: más homogéneos, mejores propiedades mecánicas, menos imprecisiones y costes.(28) De hecho, los procesos de laboratorio para la fabricación de una prótesis como el encerado y colado pueden introducir errores dimensionales con consecuente afectación del ajuste marginal de la misma. (48,53) Se ha demostrado que las estructuras creadas con técnicas CAD/CAM de circonio o cobalto-cromo tienen un mejor ajuste pasivo respecto a las fabricadas con técnicas convencional. Esto se puede hacer también a partir de impresiones convencionales y posterior escaneado del modelo. (54–56)
- En implantología permiten conferir a la restauración el perfil de emergencia deseado y corregir las angulaciones de los implantes no favorables, permitiendo los sistemas CAD/CAM crear aditamentos hechos a medida más fácilmente. (28,42)
- Creación de modelos digitales que se pueden integrar con los files de la CBCT (*Cone Beam Computed Tomography*) para planificar cirugías. (30)

Entre las **desventajas** de los escáneres intraorales se encuentran:

- La dificultad para detectar líneas de preparación dentarias profundas o en caso de sangrado. Por esto es necesaria una buena salud de las encías, insistiendo en la higiene oral del paciente y adaptando en manera correcta los provisionales. (30)
- Algunos sistemas todavía necesitan el empleo de polvo para el escaneo y capas no homogéneas pueden generar errores del escaneo. (29)

- Curva de aprendizaje: depende de la afinidad del clínico hacia las nuevas tecnologías y de las diferentes estrategias de escaneado. (30,53)
- Costes: el precio de un escáner intraoral puede variar entre los 15.000 y los 35.000 €. Además, hay que añadir los costes para la licencias y actualización de los softwares necesarios para trabajar con modelos virtuales. (30,53)

El proceso CAD/CAM está compuesto por tres fases llamadas: adquisición de los datos, procesamiento de los datos y fabricación de los datos. (57)

Los requisitos fundamentales para un escáner son la **precisión** (*precision*) y **veracidad** (*trueness*) (Fig.5). La precisión es definida por la comparación entre diferentes escaneados del mismo objeto y indica la variación bajo condiciones específicas, mientras que la veracidad es determinada por el grado de concordancia entre el valor medido y el valor real del objeto medido. Los dos términos se han definido en la ISO 5725-1 para representar la exactitud de los sistemas de medida y más detalladamente para los sistemas CAD/CAM en odontología en la ISO 12836:2015 (“*Dentistry – Digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations – Test methods for assesing accuracy*”). (58,59)

Cuando se evalúa el error de una medición, a mayor variación en los valores de medida, indica una menor precisión, por esto es importante valorar tanto la veracidad (que no tiene en cuenta de la variación entre diferentes medidas) cuanto la presión. (17)

Las diferencias de precisión se pueden calcular solapando diferentes escaneados/modelos tomados con el mismo escáner en momento diferentes. (30)

La unión de precisión y veracidad resulta ser la **exactitud** (*accuracy*) de un escáner. (17)

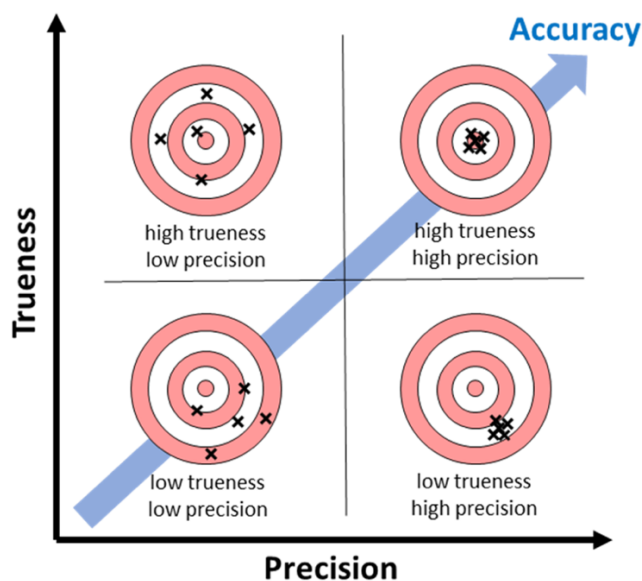


Fig.5 Representación grafica del significado de Veracidad (*trueness*) y Precisión (*precision*). (60)



Una vez obtenido el escaneo con el escáner intraoral, se pueden solapar las imágenes y generar mapas colorimétricos, que permiten visualizar las diferencias entre superficies a nivel micrométrico entre el escaneo y la medición de referencia. (14,25,61,62)

Otro método para obtener el valor real de una medición consiste en utilizar poderosos aparatos industriales como: escáneres ópticos industriales, brazos articulados y CMM (*Coordinate measuring machine*).

Hoy en día la literatura considera que con el escáner intraoral es posible obtener impresiones satisfactorias para el campo de la ortodoncia y en caso de restauraciones sobre dientes hasta 4-5 unidades, y demostrando un ajuste interno igual o superior a las impresiones convencionales. En el caso de un puente de tres piezas con estructura de cromo-cobalto, en un estudio realizado en el 2014, se han encontrados diferencias estadísticamente significativas a nivel de ajuste interno y marginal, entre las estructuras realizadas a partir de una impresión convencional en vinylpolisiloxano y una digital con escáner iTero® (Cadent iTero®). Esas diferencias de ajuste a nivel cervical sin embargo no se han relevadas clínicamente significativas (44  $\mu\text{m}$  para la impresión digital contra las 69  $\mu\text{m}$  en la impresión convencional). Resultados similares de ajuste marginal (63,9  $\mu\text{m}$ ) se han obtenidos para una estructura de cuatro piezas en circonio fresado a partir de una impresión digital con escáner Lava C.O.S® (3M ESPE®). (30,62–65)

En un estudio realizado en el 2013 por Ender y col. sobre un modelo de arcada superior completa, se comparó la impresión convencional con vinylsiloxanether (poliéter) con la impresión digital con el sistema Cerec Bluecam AC System® (Sirona Dental System®). Los autores afirmaron que la impresión convencional seguía siendo más precisa y exacta respecto a la impresión digital. (58)

Los mismos autores, sin embargo, hicieron en el 2015 un estudio similar al anterior comparando diferentes sistemas convencionales y digitales, con poliéter y el mismo escáner. En los resultados obtuvieron niveles de precisión y exactitud similares entre los varios sistemas, con una desviación media de 13.0  $\mu\text{m}$  para la impresión con poliéter y 29,4  $\mu\text{m}$  para el escáner Cerec Bluecam®. Entonces esta vez los autores concluyeron que los escáneres se pueden utilizar para la toma de impresión de arcadas enteras pero tienen mayores desviaciones respecto a los sistemas convencionales. (66)

De todas maneras la literatura afirma el valor máximo de desajuste marginal de una estructura dentosoportada aceptable debe ser inferior a las 100 - 120  $\mu\text{m}$ , siendo permitidas pequeñas compensaciones por parte del cemento. (67–70)

Se ha visto que las inexactitudes de distancia y angulación aumentan a lo largo de la arcada, probablemente por un acúmulo de errores, hecho por el que en tramos edéntulos mayores (> 5) se considera que las impresiones convencionales siguen siendo más exactas e indicadas según distintos autores. (14,30)

Por otro lado, pocos estudios aprueban su empleo para prótesis removibles debido a que hay una falta de puntos de referencia y la imposibilidad de registrar la dinámica del tejido blando. Kattadiyil y col. en el 2014 consiguieron fabricar una prótesis removable esquelética en paciente con clase III de Kennedy. (40)

## **2. IMPRESIONES DIGITALES y REHABILITACIONES IMPLANTOPROTÉSICAS**

Para técnicas convencionales de impresión sobre implantes se utilizan transférers que pueden quedarse embebidos en la impresión y arrastrarse con ella (técnica de “cubierta abierta”/ “*Pick-up method*”) o quedarse unidos a los implantes y sucesivamente ser reposicionados en su sitio de la impresión después de haberlos removido de la boca (técnica de “cubeta cerrada”/ “*transfer method*”). En la técnica con “cubeta abierta”, muchas veces los transférers están ferulizados uno con otro con resina acrílica o otros materiales antes de tomar la impresión. El objetivo es evitar los movimientos de los mismos en el material de impresión elástico. (10)

Los dos principales materiales utilizados en las técnicas convencionales son el poliéter y el polyvinylsiloxano, porque tienen excelente estabilidad dimensional y precisión. (53)

Según una revisión sistemática realizada en el 2014, entre las técnicas de impresiones convencionales en implantología, la ferulización de los transférers de impresión ha resultado ser la más exacta, tanto en parcial como en completamente edéntulos. Además, en casos de arcadas edéntulas completas, se ha encontrado que la técnica con cubierta abierta es más precisa que la técnica con cubeta cerrada. (15)

De todas maneras, en caso de rehabilitaciones de arcadas completas es aconsejable realizar una prueba de pasividad, para asegurar la exactitud del modelo de trabajo (*Sheffield test*) antes de la realización de la rehabilitación. (71)

Muchos estudios sobre sistemas CAD/CAM evalúan sus precisiones en restauraciones dentosoportadas. Sin embargo, se ha realizado poca investigación en implantología y, sobre todo, en casos de rehabilitaciones de arcadas completas. (7)

En el caso de las restauraciones dentosoportadas, según una revisión sistemática y meta-análisis del 2016 (Chochlidakis y cols.) las prótesis realizadas con impresión digital presentan un mejor ajuste interno y marginal respecto a las fabricadas con impresión convencional, pero sin diferencias estadísticamente significativas. (53)

Por lo que concierne restauraciones sobre implantes, está avalado su empleo en caso de coronas unitarias, puentes y barras en tramos cortos (<4 implantes). (30,72,73) Además se ha relevado ser una herramienta útil también durante el diagnóstico y planificación en implantología, rehabilitaciones oclusales y revisiones. (57)

El empleo del escáner intraoral en implantología permite realizar estructuras con técnicas CAM, a partir de un file .stl y un estudio CAD, sin la necesidad de modelos de trabajo “físicos” o creando modelos a través de la estereolitografía, la impresión 3D o el fresado. (74) En la literatura se encontró que los aditamentos (tanto metálicos como cerámicos) y las estructuras realizadas con técnicas CAD/CAM obtuvieron excelentes niveles de ajustes para prótesis sobre implantes. (56,75)

Para el empleo del escáner en implantología nos tendremos que dotar de unos aditamentos llamados “*scan-bodies*”, que se montan, como los tróvers de impresión convencionales, sobre la conexión de los implantes, pilares transepiteliales o sobre sus análogos para capturar su posición. Hay scan-bodies de diferentes formas geométrías y alturas (desde 3 hasta 17 mm). (10,76)

La sistemática de trabajo digital se puede dividir en directa y indirecta. El flujo de trabajo indirecto consiste en tomar una impresión convencional que sucesivamente es digitalizada por el laboratorio utilizando un escáner extraoral y scan-bodies de laboratorio, mientras que el flujo de trabajo directo incluye utilizar scan-bodies y escáneres intraorales (*IOS*). (59,77,78)

Los primeros componentes escaneables para implantes fueron introducidos en el 2004, mientras que en el 2008 salieron nuevas tecnologías, validas alternativas a las impresiones convencionales. (78,79)

El *intraoral scan-body (IBS)* se compone principalmente de tres partes: la porción superior llamada “región de escaneo” (*scan region*), la porción media llamada “cuerpo” (*body*) y la porción más apical llamada “base” (*base*). En la región de escaneo se suele incorporar una o más superficies planas, asimétricas, que permiten facilitar el posicionamiento del *IBS*, su reconocimiento y reconstrucción de la superficie virtual por parte del escáner y del software CAD. (80)

En el mercado se pueden encontrar scan-bodies de diferentes materiales, como polietereetercetona (PEEK), titanio, aluminio y resina. Las superficies mates, suaves, y opacas son más fáciles de escanear.(80) Además se ha demostrado que no todos los scan-bodies tienen el mismo grado de precisión y veracidad en caso de arcadas edéntulas. De hecho, dependiendo de la marca y de las estrategias de escaneado se obtienen diferentes grados de desviaciones. (79)

En el caso de tomar una impresión digital en el sector anterior, donde hay una alta demanda estética y la necesidad de un correcto perfil de emergencia, se ha visto que es posible individualizar los scan-bodies. Esto permite crear una rehabilitación definitiva con la forma deseada, de manera digital y con una correcta emergencia estética. (81)

Por otro lado, dependiendo de la tecnología del escáner utilizado para la impresión digital, puede ser necesario el empleo de un polvo de óxido de titanio o no para la detección de las superficies orales por parte del escáner. (7,28,82)

Según una revisión sistemática y metanálisis publicada por Flügge y cols. en el 2018, de los 79 artículos incluidos no hay estudios que hayan ferulizados los scan-bodies y analizado su posible influencia sobre la exactitud de la impresión digital, sin embargo, en el 2019 Mizumoto y cols. proponen una técnica de unión de los scan-bodies con seda. (10,79)

Además en la literatura se han encontrado diferentes estudios que comparan las impresiones convencionales en implantología respecto a las impresiones digitales. En casos de prótesis implantosoportadas de **una sola unidad o en tramos cortos**, las impresiones digitales han obtenido niveles de exactitud similares respecto a las impresiones convencionales. (19,83) Un estudio sobre modelo parcialmente edéntulo con dos implantes angulados, obtuvo que existen diferencias estadísticamente significativas en exactitud dependiendo de la marca de los implantes y del escáner utilizado, siendo sin embargo estas diferencias clínicamente no relevantes y obteniendo valores mejores o similares a la impresión convencional con poliéter y transfers ferulizados. (73)

En caso de una **restauración unitaria** Lee y cols. en el 2014 encontraron que la impresión digital tiene una exactitud similar a la impresión convencional también si el implante resultaba ser en una posición más coronal respecto al modelo maestro (0,093 mm). La consecuencia podría ser la falta de contacto oclusal de las restauraciones creadas a partir de impresión digital. La impresión digital, sin embargo, ha demostrado tener menor exactitud de detalle en áreas de fosas y fisura, probablemente

por la dificultad por parte del escáner de capturar zona más contorneadas y por las limitaciones del proceso de fresado del modelo. (43)

En caso de una restauración **parcial** o **total**, Abdel-Azim y cols. realizaron un estudio en el 2014 con dos modelos: uno con ausencia del 34 y 46 y dos implantes posicionados en el mismo sitio, y uno mandibular totalmente edéntulo con cuatro implantes. Se tomaron impresiones con la técnica convencional y con el escáner iTero® (Cadent®). Sucesivamente se realizaron las estructuras con técnica de colado para las impresiones convencionales y fresadas para las impresiones digitales. Al contrario de lo que se podía esperar, en el caso de las coronas unitaria se vio que el método digital ha obtenido resultados peores respecto a la técnica convencional. Mientras que en la estructura para arcada totalmente edéntula la estructura fresada con método digital ha resultado tener gaps inferiores a la realizada con técnica convencional. Hay que destacar sin embargo que la impresión convencional de arcada completa se tomó con cubeta cerrada, mientras que la literatura aconseja utilizar cubeta abierta y transfers ferulizados. (15,28)

En otro estudio sobre modelos con tramos edéntulos en el tercer cuadrante y dos implantes y impresión con escáner CEREC Omnicam® (Dentsply Sirona®), True Definition® (3M ESPE®) y técnica convencional, los tres sistemas obtuvieron un nivel de desajuste inferior a la 56  $\mu$ m. (84)

En el 2014 Lin y col. presentaron una opción de trabajo para una rehabilitación con prótesis fija implantosoportada de una arcada superior totalmente edéntula a partir de un escaneado intraoral de 6 implantes con escáner iTero® (Cadent®). Los autores concluyeron afirmando que el empleo del escáner podría ser una alternativa al método convencional, siguiendo siempre aconsejable, sin embargo, la realización de una prueba de pasividad. (85)

En el 2015 Papaspyridakos y cols. realizaron un estudio sobre modelo totalmente edéntulo y cinco implantes para evaluar la exactitud de las impresiones digitales (realizadas con el escáner Trios®, 3Shape®) y las impresiones convencionales, con y sin ferulización de los transfers de impresión. La impresión digital obtuvo valores similares en exactitud respecto a la impresión convencional directa a implante (conexión interna) con transfers ferulizados. Esas dos técnicas han demostrado ser mejores respecto a la impresión convencional con transfers a cabeza de implante no ferulizados, mientras que no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas respecto a las impresiones realizadas con y sin ferulizar, sin embargo a pilar. (74)

En el 2016, Amin y col. utilizaron el mismo modelo del estudio precedente (Papaspyridakos, 2015) para comparar dos escáneres intraorales (Omnicam CEREC® y True Definition® 3M ESPE®) respecto a una impresión convencional con transfers ferulizados y cubierta abierta. El método de ferulización (resina fotopolimerizable a base de uretano dimetacrilato, Triad Gel®, Dentsply®) fue igual para los dos estudios. Los modelos obtenidos con técnica convencional fueron sucesivamente

escaneados con un escáner extraoral de referencia, con una precisión de 10  $\mu\text{m}$  (Activity 880 scanner®, Smart Optics®). En los resultados los autores encontraron que las impresiones digitales eran significativamente más exactas que las obtenidas con técnica convencional. La desviación media con los sistemas digitales era de 46,41  $\mu\text{m}$  para el sistema Omnicam®, 19,32  $\mu\text{m}$  para el True Definition® y 167,93  $\mu\text{m}$  para la técnica convencional. (86)

Las diferencias de resultados entre los dos estudios pueden ser debidas, según los autores, a la experiencia del operador en realizar modelos con técnica convencional, a diferentes scan-bodies, escáneres intraorales y de referencia, métodos de superposición. Con las limitaciones de este estudio, Amin y col. concluyeron afirmando la mayor exactitud de los sistemas digitales respecto a la técnica convencional en el caso de impresiones sobre implantes en arcada completa. (86)

**La toma de impresión con escáneres intraorales se ha visto que podría ser influenciada por varios factores.**

- **Tipo de escáner y software**

No todos los escáneres tienen el mismo grado de precisión y exactitud, que se ven influenciados por el tipo de escáner y el software de adquisición de la imagen, que tiene que crear el modelo tridimensional. Los escáneres tienen diferente resolución, post-procesado de los datos, algoritmos para el *matching*, dimensión de los triángulos del file *.stl*. (7,30,34,77,80,87,88)

Se ha visto que no hay diferencias estadísticamente significativas entre la exactitud del escáner True Definition® (3M ESPE®) de 0,035 mm y el escáner Trios® (3Shape®) de 0,061 mm. En términos de precisión se ha registrado un valor de medio de 0,030 mm para el True Definition® y 0,033 mm para el Trios®. (7)

En un estudio *in vitro* sobre un modelo totalmente edéntulo, con seis implantes angulados, el escáner True Definition® ha obtenido una exactitud en las medidas inferior a las 70  $\mu\text{m}$ . (89)

Por otro lado, hay que tener en cuenta que la cámara del escáner influye en la resolución de adquisición de la imagen. (30)

- **Longitud de escaneado**

Se ha visto que la exactitud se ve influenciada negativamente por la longitud de la superficie escaneada, aumentando el error a mayor “*stitching*”/ solapamiento de imágenes. La primera imagen tomada por el escáner es utilizada como referencia, mientras que todas las

demás imágenes se solapan a la precedente a través de un algoritmo. Cada solapamiento tiene un error interno, de consecuencia el error es mayor cuantas más imágenes se van solapado. (10,14,24,25,57,66,89–93)

- **Longitud de la brecha edéntula/ distancia entre implantes**

En brecha edéntulas entre dientes y/o implantes hay una ausencia de referencias anatómicas (como los dientes), o referencias de mala calidad con una grande cantidad de tejido blando que puede dificultar la toma de una impresión digital precisa. Es probable que las imágenes no sean solapadas (*stitched*) correctamente o que el algoritmo de post-procesado corte parte del escaneo. (5,80,89,94) También en zona con encía insertada o de paladar, el escaneo es comprometido por la ausencia de referencias anatómicas claras.

En un estudio *in vitro* con una distancia entre los scan-bodies de 40 mm y 50 mm, los escáneres intraorales iTero® (Cadent®) y TrueDefinition® (3M ESPE®) han sido menos precisos que el escáner extraoral D250® (3Shape®). Ese error puede ser debido a la distorsión de la superficie del modelo durante el proceso de escaneo, mientras que el escáner extraoral no se ve afectado por la distancia de los scan-bodies. El escáner TrueDefinition® ha resultado ser preciso en distancias cortas entre dos scan-bodies (6 mm – 18 mm) mientras que la precisión ha disminuido en largas distancias (40 mm – 50 mm). El escáner que ha dado valores más imprecisos ha sido el iTero®. (92)

En otro estudio sobre modelo de mandíbula inferior y 6 implantes, escaneado por 4 operadores con escáner True Definition® (3M ESPE®), las mayores desviaciones de exactitud se han obtenidos a los extremos de la arcada (en posición de 36 y 46), siendo dependiente a la distancia entre los scan-bodies. Los autores afirman que la causa puede ser por el proceso de solapamiento de las imágenes que hace el software del escáner. (19)

- **Dimensión del cabezal.**

La dimensión del cabeza del escáner intraoral puede influenciar la cantidad de superficie captada por el escáner. En ausencia de referencias anatómica se ha visto que el escáner Cerec Omnicam® puede tener problema en el solapamiento de las imágenes, hasta dar un escaneo erróneo de la arcada. (5,35)

- **Experiencia del operador**

La experiencia del operador en escanear es un parámetro difícil de medir. En unos estudios publicados por Giménez y col. en 2014 y 2017 sobre modelo, con dos operadores

con experiencia y dos sin experiencia, se ha visto que es un factor que influye en la exactitud del escaneado. (89,91) En otros estudios de los mismos autores, sin embargo, con diferentes escáneres, han obtenidos mejores resultados con los operadores sin experiencia o no había diferencias. La capacidad de escanear de un operador no es necesariamente dependiente de la experiencia, parece que la exactitud puede ser influenciada más por la manera que el operador utiliza el escáner y de cómo posiciona la cámara durante la toma de las imágenes, que por la experiencia del mismo. En cualquier caso, los autores aconsejan la toma de un mínimo de ocho impresiones previas al empleo clínico. (24,52,57,89,91)

- **Angulación del implante.**

Las impresiones digitales con implantes angulados parecen no tener una menor exactitud respecto a las con implantes paralelos. (10,24,52,57,91,95)

- **Profundidad del implante/cantidad de superficie visible de lo scan-body.**

La dimensión y la cantidad de información recogida por el escáner de los scan-bodies pueden ser decisivas para la exactitud de las medidas y la posición exacta del implante en el modelo. La profundidad del implante es relacionada con la cantidad de superficie del scan-body que va a ser visible por el escáner durante la toma de la impresión digital, también parece no influenciar la exactitud de la misma. (91)(57)(24)(52)(10)(92)

- **Estrategias de escaneado.**

Según estudio sobre modelo dentado, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en exactitud, entre varias estrategias de escaneado. En términos de precisión sí se ha visto que hay diferencias y que la mejor estrategia de escaneado sobre dientes consiste en empezar por la cara ocluso-palatina del segundo molar del primer cuadrante, moviéndose hacia el lado opuesto de la arcada, siempre incluyendo dos superficies, y volviendo por la superficie vestibular. (96)

Según Ciocca y cols. (2018) las desviaciones de exactitud están más relacionada al proceso de *stitching* realizado por el escáner que por la secuencia de escaneado. (19)

- **Ajuste scan-body-implante / scan-body-análogo**

Pueden tener una discrepancia máxima de ajuste con la cabeza de implante o con un análogo en modelo respectivamente de 11-39  $\mu\text{m}$ . (97)



- **Superficies que reflejan o translucidas**

En caso de tener una superficie que refleja la luz emitida por el escáner, es aconsejable el empleo de un polvo. De hecho, se ha visto que su empleo aumenta la exactitud y facilita el escaneo. (98)

Por el mismo motivo los scan-bodies se suelen realizar en materiales sin brillo, como por ejemplo el PEEK (Polietercetona).

- **Desconexión y reposicionamiento del scan-body**

La precisión de la impresión no parece ser influenciada por la separación y el reposicionamiento del scan-body sobre el implante. (76)

- **El tipo de conexión** del scan-body al implante parece no influenciar la precisión del escaneo. (76)

- **Flujo salival del paciente, humedad y elementos de la cavidad oral**

La saliva tiende a crear superficies que reflejan la luz emitida por el escáner, dificultando la adquisición de las imágenes. Además, hay que tener en cuenta la abertura bucal del paciente y sus movimientos, el espacio intraoral limitados, la humedad, los movimientos de la mucosa y de la lengua. Estos factores llevan, a veces, a un mayor tiempo para el escaneado y la imposibilidad de mediciones precisas. (17,40,49,65,72,80,92)

- **Luz de *background***

- **Temperatura ambiental**

### **3. ESCÁNER EXTRAORAL CON ESTEREOFOTOGRAMETRÍA**

Par solucionar la falta de precisión de los escáneres intraorales en la toma de impresión en arcadas edéntulas se han realizado varias investigación experimentales de prototipos para el desarrollo de la aplicación de la estereofotogrametría en odontología, obteniéndose valores de discrepancias de 4-5,6  $\mu\text{m}$ , (99–101)

En el 2010 se introdujo en el mercado un escáner extraoral *chairside* llamado PIC® (*Position Implant Correctly* [PIC] Dental®), basado en la tecnología de la estereofotogrametría. Este sistema registra las propiedades geométricas en tres dimensiones, medidas y posición en el espacio de los

objetos, a partir de imágenes fotográficas, sin contacto físico. La fotogrametría tiene un amplio empleo en medicina (radiología, neurocirugía, cirugía plástica) y en otros campos (topografía). (102,103)

La cámara PIC® (Fig.6) es una estereocámara y está compuesta por dos sensores CCD (*Charge-Coupled Device*), que localizan la posición de los implantes a través la identificación de aditamentos especiales con forma de banderas atornilladas a los mismos (PIC® *abutment*). La cámara está dotada de luz led infrarroja que permite eliminar las sombras. Para determinar la correcta posición de los implantes, la cámara necesita tomar entre 50 y 60 fotos en dos dimensiones por cada par de implantes, a una velocidad de 64 imágenes al segundo. El margen de error resulta ser inferior a la 10µm. (102)

El software sucesivamente calcula las distancias y los ángulos entre los implantes, bajo la forma de vectores, respecto a los implantes seleccionados como referencias. Este sistema, a diferencia de los escáneres intraorales, no se ve afectado por los movimientos del paciente, altura de la encía o líquidos biológicos como sangre o saliva presentes en la boca en el momento de la impresión digital. (102,104) El file es sucesivamente exportado en formato *.stl* (*PICFile*) con toda la información sobre el implante (geometría, interfase, elemento de conexión) para su sucesivo empleo en un software CAD. Además no hay proceso de *stitching* de las imágenes captadas, reduciéndose así la probabilidad de error: el programa genera vectores de la posición correcta de los implantes uno respecto a otro. (102,104)

El objetivo de esta cámara en odontología es mejorar la exactitud de las medidas, la precisión de las prótesis sobre implantes creadas a partir de la mismas y eliminar los inconvenientes de la impresión tradicional.

Otras ventajas de la cámara es que reduce el tiempo clínico y de laboratorio para la fabricación de las prótesis, así como costes económicos a largo plazo. (103,105,106)

Por otro lado, una limitación del sistema PIC® es que no registra la topografía de la boca como tejidos blandos orales o dientes restantes por lo que es necesaria una impresión con hidrocoloides irreversibles de la mucosa del paciente, que será vaciada en escayola, escaneada con un escáner extraoral y superpuesta en el software CAD con el “*PICFile*”. En alternativa se ha propuesto también el escaneo directo de la mucosa con un escáner intraoral. Para alinear los dos files se puede utilizar el software Exocad® (Exocad®), según la técnica del *Best-fit*. El mismo software permite, sucesivamente, dibujar la estructura que soportara la prótesis. (102–108)

Otra limitación es que se necesitan un espacio horizontal mínimo por la forma de bandera que tienen los PIC® *abutments*, por lo que no se puede utilizar en casos de espacio mesiodistal reducido (si bien pueden rotarse para que quepan mejor siempre que la cámara los detecte). Además, aunque

puede ser empleado en cualquier caso de implantes múltiples, su indicación parece tener más sentido para tramos edéntulos con 4 dientes ausentes o más, y pacientes totalmente edéntulos, no pudiéndose usar en caso de implantes unitarios. (105)

Hasta la fecha no han sido publicado artículos científicos con datos objetivos de la precisión y veracidad de este sistema. Se han encontrado numerosos casos clínicos y un ensayo clínico aleatorizado piloto que llegan a la conclusión común que el sistema es considerado tanto por los pacientes como por el operador más cómodo respecto a una técnica de impresión convencional sobre implantes, probablemente por el tiempo menor necesario y por la facilidad de posición de los PIC® *abutments* sin necesidad de ferulizar como en la técnica convencional. (102–108)



Fig.6 Cámara PIC®



## 2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

### 2.1 JUSTIFICACIÓN

Las ventajas mencionadas anteriormente de los sistemas CAD/CAM están llevando a favorecer su expansión surgiendo, sin embargo, nuevas dudas sobre sus limitaciones. Una mayor comodidad por parte del paciente, un menor gasto de material y tiempo son factores que están influenciando profesionales médicos y técnicos hacia el empleo de estas herramientas, justificando la necesidad de profundizar nuestros conocimientos sobre las mismas.

Numerosos estudios sobre sistemas CAD/CAM evalúan su exactitud en restauraciones dentosoportadas, con buenos resultados. Se han realizado sin embargo menos investigaciones en prótesis sobre implantes y, sobre todo, en rehabilitaciones de arcadas completas. En implantoprótesis es fundamental la máxima precisión tanto en la fase de impresión como de producción para obtener estructuras con pasividad, y evitar así sucesivos inconvenientes. Es necesario entonces conocer cuáles son los factores que afectan a escáneres intraorales en la toma de una impresión digital y en qué medidas influyen, cuál es el sistema de escaneo que tiene mayor veracidad y precisión en el caso de un paciente edéntulo y si las desviaciones lineares y angulares están dentro de los límites aceptables clínicamente.

Los escáneres extrorales han demostrado tener en diferentes situaciones niveles de precisión similares a las técnicas convencionales, que siguen siendo consideradas el *gold estándar*. Muchos estudios comparan ésta última con otros escáneres intraorales o escáneres intraorales entre sí. Sin embargo hay poca literatura sobre los sistemas de estereofotogrametría como PIC® y hasta la fecha no se han encontrados investigaciones que comparen los dos sistemas en la condición de un paciente edéntulo.

La cámara PIC® tiene un uso exclusivo en implantología, dada la imposibilidad de detectar tejidos blandos y dientes. Por lo tanto, parece interesante estudiar si el escáner Trios® podría tener niveles clínicos suficientes de precisión y veracidad, dada su capacidad de detectar tanto scan-bodies de implantes como otros elementos de la cavidad oral para una rehabilitación protésica en arcada completa.

Por otro lado, se ha observado que los escáneres intraorales tienen limitaciones y pueden ser influenciado por otras variables. En este sentido, la literatura es escasa y difícilmente contrastable sobre algunos de estos factores, como nivel de experiencia por parte del operador, profundidad de los implantes y angulación de los mismos.

Con la realización de este estudio se pretende profundizar en el conocimiento existente sobre la influencia de profundidad y angulación de los implantes en la precisión y exactitud de un escaneado intraoral y avalar o contrastar resultados obtenidos previamente por otras investigaciones.

## **2.2 OBJETIVOS**

### **2.2.1 Objetivo General**

Analizar la precisión y la veracidad, y por lo tanto la exactitud, en dos modelos de arcadas edéntulas y 6 implantes de conexión externa (uno con implantes angulados y otro con implantes paralelos) del sistema de estereofotogrametría PIC® (PIC Dental®) y del escáner intraoral con tecnología de microscopia confocal Trios® (3Shape®).

### **2.2.2 Objetivos Específicos**

- 1.** Comparar la exactitud en distancias y ángulos de los dos sistemas (PIC® y Trios®) independientemente de la angulación de los implantes.
- 2.** Analizar si la veracidad y la precisión de medidas lineares y angulares se ven afectadas por la angulación de los implantes.
- 3.** Estudiar si el escáner intraoral Trios® se ve afectado por la cantidad de superficie visible de scan-body, directa consecuencia de la profundidad del implante.
- 4.** Averiguar si los dos sistemas tienen desviaciones angulares y lineares aceptables clínicamente para la creación de estructuras en arcadas edéntulas sobre seis implantes.





### 3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Para el estudio se plantean las siguientes hipótesis nulas ( $H_0$ ) de trabajo:

**H<sub>01</sub>:** No existen diferencias estadísticamente significativas entre la **veracidad** de las mediciones longitudinales y angulares obtenidas con escáner Trios® y PIC® respecto a las obtenidas por CMM (*coordinate measuring machine*) en modelo con implantes **paralelos**.

**H<sub>02</sub>:** No existen diferencias estadísticamente significativas entre la **veracidad** de las mediciones longitudinales y angulares obtenidas con escáner Trios® y PIC® respecto a las obtenidas por CMM en modelo con implantes **angulados**.

**H<sub>03</sub>:** No existen diferencias estadísticamente significativas entre la **precisión** de las mediciones longitudinales y angulares obtenidas con escáner Trios® y PIC® respecto a las obtenidas por CMM en modelo con implantes **paralelos**.

**H<sub>04</sub>:** No existen diferencias estadísticamente significativas entre la **precisión** de las mediciones longitudinales y angulares obtenidas con escáner Trios® y PIC® respecto a las obtenidas por CMM en modelo con implantes **angulados**.

**H<sub>05</sub>:** No existen diferencias estadísticamente significativas entre las **mediciones longitudinales y angulares** obtenidas con sistemas Trios® y diferentes **alturas de encías** (0, 4, 7mm).

**H<sub>06</sub>:** No existen diferencias estadísticamente significativas entre la **veracidad** y la **precisión** del escáner Trios® y el sistema PIC®.



## 4. MATERIAL Y MÉTODO

### 4.1 MODELOS Y FABRICACIÓN

Para el estudio se han utilizados dos modelos maestros de arcada superior de resina acrílica con 6 análogos de implantes 3i (Zimmer Biomet®) de hexágono externo con plataforma de diámetro 5.1 mm (IPD®, ref. IPD/BA-AW-00), en posición de los incisivos laterales (12 y 22), primeros premolares (14 y 24) y primeros molares (16 y 26).

La decisión de utilizar estos análogos de implantes de plataforma ancha ha sido para facilitar las mediciones con la CMM (*Coordinate Measuring Machine*), dado que esta máquina las realiza de forma táctil.

En el primer modelo los implantes se han puesto paralelos entre ellos (0 grados de angulación) y a la misma profundidad.

En el segundo modelo los implantes se han puesto con la misma profundidad y las siguientes angulaciones: 16 (primer molar derecho) 20 grados hacia distal, 14 (primer premolar derecho) 10 grados hacia mesial, 12 (incisivo lateral derecho) 0 grados, 22 (incisivo lateral izquierdo) 0 grados, 24 (primer premolar izquierdo) 15 grados hacia mesial, 26 (primer molar izquierdo) 30 grados hacia distal.

Para la creación de los modelos se realizó un diseño previo en el ordenador a partir del cual se crearon dos estructuras metálicas sintero-fresadas de cromo-cobalto. (Fig. 7-8) Sucesivamente se atornillaron a las dichas estructuras los 6 análogos (Osseotite®,  $\varnothing 5,1$  mm), se rellenó con una resina acrílica termopolimerizable (Paladon 65, Heraeus Kulzer®) (Fig. 9-10)



Fig. 7-8 Estructuras de cromo cobalto para la creación de los modelos.



Fig.9 Modelo con implantes paralelos y conexión externa.



Fig.10 Modelo con implantes angulados y conexión externa.

## 4.2 MEDIDAS DE REFERENCIA

Las coordenadas para calcular las distancias y los ángulos de referencia entre los diferentes implantes han sido medidas con una *coordinate measuring machine* (CMM) Global Evo 09.15.08 (N° de serie 906, Hexagon Manufacturing Intelligence®, Surrey, Reino Unido) en el Centro de Precisión Hexagon-Ditecma (Madrid) (Fig.11). Se utilizó un cabezal tipo Hexagon HH-AS8-T2.5, con un sensor TP200, longitud del vástago de 30 mm y sonda palpador de rubí de  $\varnothing 0,5$  mm siguiendo lo especificado en la norma UNE EN ISO 10360-2 el error longitudinal máximo permitido (MPPE) es de  $1.3+3L/1000 \mu\text{m}$ .



Fig.11 CMM (*coordinate measuring machine*).

Sucesivamente fue emitido un informe (anexo 1) con las coordenadas de los implantes de los dos modelos medidos y un file en formato IGES (*Initial Graphics Exchange Specification*).

#### 4.3 CREACIÓN ENCÍAS DE DIFERENTES ESPESORES

El primer paso fue realizar unos archivos en formato *.stl* de los dos modelos a través un escaneado con un escáner extraoral Identica Light®, basado en luz pulsada con una precisión entre 5-8  $\mu\text{m}$  de acuerdo con la ISO 12836 y un área de escaneado de 80x60x60 mms. El escáner emite una luz azul Led, en forma de franjas que es captada por una cámara que se encuentra al lado del proyector (Fig. 12-13).

Los modelos se han escaneado con y sin los seis scan-bodies Elos Accurate® IO Scan-body 10 6A-B (Elos Medtech AB®) de PEEK (poliéter-éter cetona) con asentamiento de titanio (Fig.14). Para el escaneado ha sido necesario aplicar un espray de oxido de titanio (Helling 3D Laser Scanning Spray®) ya que la superficie del análogo del implante podía reflejar la luz emitida por escáner interfiriendo con el escaneo.

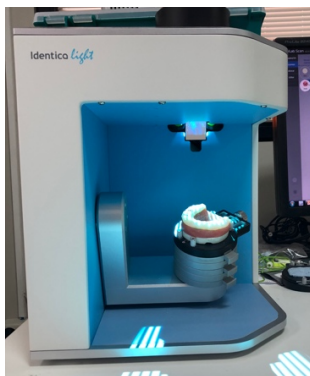


Fig.12 Escáner extraoral Identica Light®.

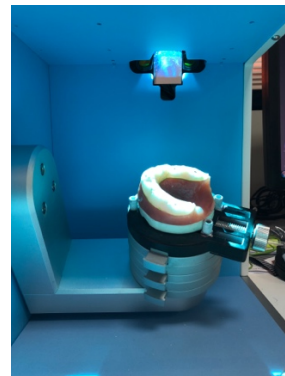


Fig.13 Escaneo del modelo con escáner extraoral Identica Light®.

Sucesivamente para la creación de las encías de diferentes alturas se ha procedido dibujando con el software Geomagic® versión 2016 (3D System) 3 formas para cada modelo, calculando sobre una longitud de 10 mm del scan-body Elos Accurate® IO Scan-body 10 6A-B (Elos Medtech AB®), donde tenían que llegar las encías artificiales. Los márgenes de las encías han sido diseñados para cubrir 0 mm, 4 mm y 7 mm del cuerpo de cada scan-body.



Fig.14 Scan-body Elos Accurate® IO Scan-body 10 6A-B (Elos Medtech AB®).

Posteriormente, las formas han sido exportadas en formato *.stl* en el software PreForm® de la impresora 3D Form 2® (FormLabs Inc.®), para ser impresas con el material para modelos de la misma marca *Model V2*, con un espesor de capa de 0,05 mm (Fig15-21).

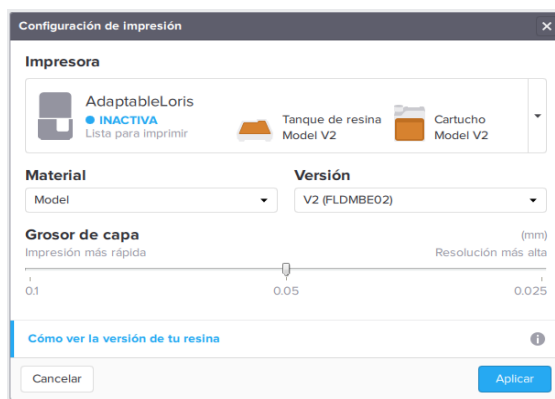


Fig.15 Configuración de impresión en PreForm.

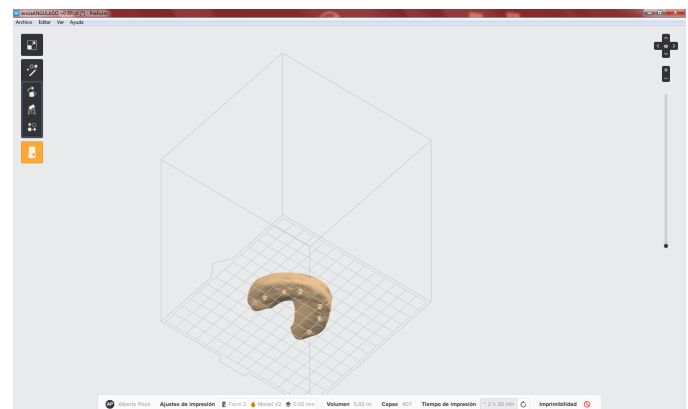


Fig.16 Visualización de la forma lista antes de la impresión.

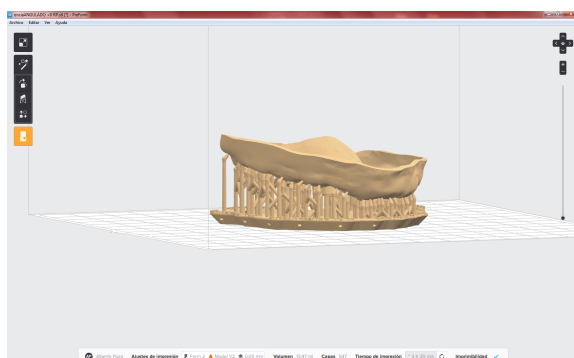


Fig.17 Visualización de la forma lista antes de la impresión.

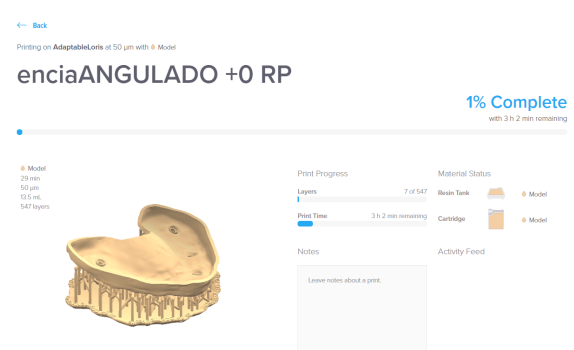


Fig.18 Fase de impresión.



Fig.19  
Material  
utilizado para  
la impresión  
de las formas

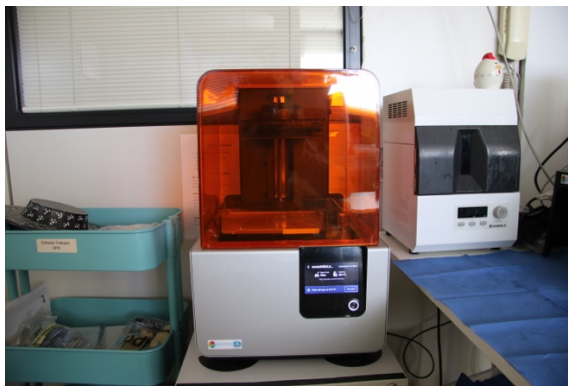


Fig.20 Form 2 (FormLabs Inc.)



Fig.21 Cestas para el pulido de las  
formas impresas

Una vez completadas las impresiones de las seis formas se han puesto en la primera cesta de enjuague con alcohol isopropílico, agitando las piezas por 30 segundos y después se ha realizado un segundo lavado en la cesta de la derecha.

Se ha procedido con el post curado de las misma por 30 minutos a 60°C, como recomienda el fabricante para este material (Fig.22-23).



Fig.22 Modelo con implantes paralelos y formas  
correspondientes.



Fig.23 Modelo con implantes angulado y formas  
correspondientes.



Una vez acabada la fase de post-curado, se recortaron los soportes de impresión con unos alicates específicos, obteniendo así las 6 formas para la creación de las encías a tres alturas diferentes, tanto para el modelo con implante angulados, como para el modelo con implantes paralelos (Fig.24-25).



Fig.24 Forma para encía de 7 mm en modelo con implantes angulados.

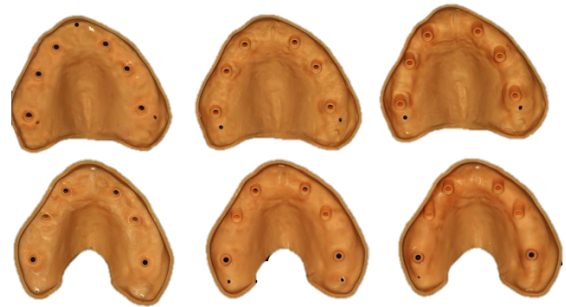


Fig.25 Formas para encías para los dos modelos después fase de post-curado y recorte de los soportes de impresión.

Se procedió entonces a crear las encías artificiales. El tejido blando se ha simulado con una silicona rosa elástica Gingifast Elastic® (40 Shore A) (Gingifast®, Zhermack Dental®), que ha sido inyectada en las formas atornilladas a los modelos (Fig.26-29).



Fig.26 Forma para encía de 0mm atornillada sobre modelo con implantes paralelos.



Fig.27 Material utilizado para la creación de las encías artificiales.





Fig.28 Inyección Gingifast Elastic®.

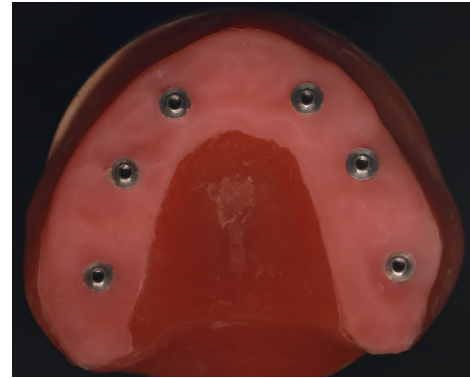


Fig.29 Resultado final encía de 0 mm para modelo con implantes paralelos.

#### 4.4 TOMA DE IMPRESIONES

Para el estudio se utilizaron dos sistemas diferentes de toma de registro: una cámara PIC® (PIC Dental®) y un escáner intraoral Trios® (3Shape®, Copenhagen, Dinamarca).

Cada modelo ha sido escaneado 10 veces ( $n=10$ ) para cada factor que se quería analizar y cada escáner. El tamaño muestral ha sido elegido sobre la base de estudios similares. (17,67,109,110)

##### 4.4.1 Estereofotogrametría (Sistema PIC® Dental)

La cámara PIC® está dotada de un sistema de estereofotogrametría y compuesta por dos sensores CCD (Charge-Coupled Device).

Para el escaneo con PIC® (Fig.30) se han utilizado 6 aditamentos con forma de bandera (“PIC® transfers”) atornilladas a los modelos a 15 Ncm de torque. Para reducir el error los transfers se han posicionado siempre en el mismo orden en los dos modelos. Cada uno de ellos lleva un numero de serie en la parte superior (Fig.31). El orden fue: PIC® transfer HE0 en posición implante 16, PIC® transfer HE1 en posición implante 14, PIC® transfer HE5 en posición implante 12, PIC® transfer HE6 en posición implante 22, PIC® transfer HE7 en posición implante 24 y PIC® transfer HE8 en posición implante 26.



Fig.30 Cámara PIC®.



Fig.31 Numero de serie del “PIC® transfer”.

Durante la captura con la PIC® cámara, es importante que los puntos blancos de las banderillas sean bien visibles. Por esta razón hay que colocar los “PIC® transfers” de manera tal que sean lo más visibles por la cámara (Fig.32-33).



Fig.32 “PIC® tráfser”.



Fig.33 Modelo con implantes paralelos y los seis “PIC® tráfser” colocados.

Antes de iniciar la captura de los “PIC® abutments” hay que registrar en el programa la marca, el diámetro de nuestros implantes, el código de serie de cada banderilla y, además, se marcaron 3 implantes como referencias. Esto implicaba que las banderillas de esos implantes tenían que estar siempre bien visibles durante la adquisición de las imágenes de los modelos (Fig.34).

Se sujetó la cámara a 15-30 cm de distancia, moviéndola para permitir la captura de todas las banderillas.

El programa (PIC Dental Software®) nos indica con barras de color verde el estado de captura por parte de la camera de las banderillas. En la parte inferior esta indicado la posición de los trófers. (Fig.35).



Fig.34 Odontograma en PIC Dental Software® antes de empezar la fase de captura y selección de los implantes de referencia (16,12 y26).



Fig.35 Fase de captura con PIC® del modelo con implantes paralelos.

Una vez acabada la fase de captura, las barras se ponen completamente en verde y el programa nos permite seguir con el siguiente paso (Fig.36).

En la siguiente pantalla el software nos muestra las distancias y los ángulos entre los diferentes implantes y nos permite exportar el file en formato .stl (*Stantard Triangle Language/ Standard Tessellation Language*) (Fig.37).



Fig.36 Acabado de la fase de captura con PIC® del modelo con implantes paralelos.

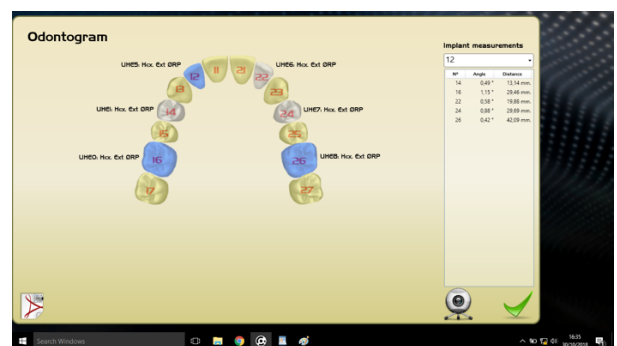


Fig.37 Odontograma en software PIC® después fase de captura.

#### 4.4.2 Escáner TRIOS®

El escáner Trios® se basa en tecnología de la microscopia confocal y la fotogrametría por superposición. El cabezal dispara una luz blanca visible, capturando imágenes en 2D. Una ventaja de este escáner es que no necesita el empleo de polvo, las imágenes son en color y permite exportar file en formato *.stl* .

Para el escaneo con scanner intraoral Trios®, se han utilizado seis scan-bodies de alta precisión tipo Elos Accurate® IO Scan-body 10 6A-B (Elos Medtech AB®) (Fig.38-45).



Fig.38 Vista frontal modelo con implantes paralelos y encía de 0 mm.



Fig.39 Vista oclusal modelo con implantes angulados y encía de 0 mm.

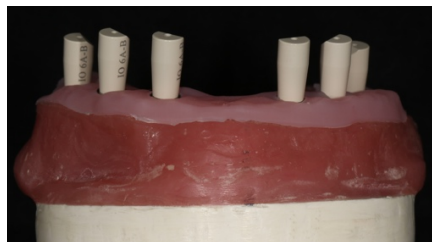


Fig.40 Vista frontal modelo con implantes paralelos y encía de 0 mm.

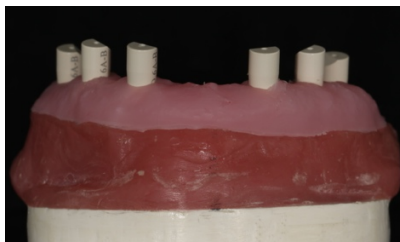


Fig.41 Vista frontal modelo con implantes paralelos y encía de 4 mm.

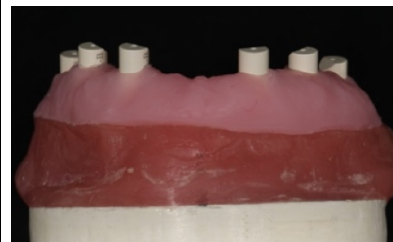


Fig.42 Vista frontal modelo con implantes paralelos y encía de 7 mm.

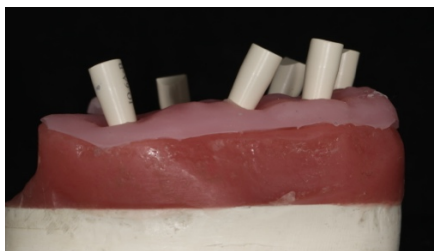


Fig.43 Vista lateral modelo con implantes angulados y encía de 0 mm.

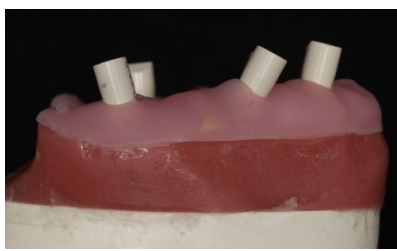


Fig.44 Vista lateral modelo con implantes angulados y encía de 4 mm.

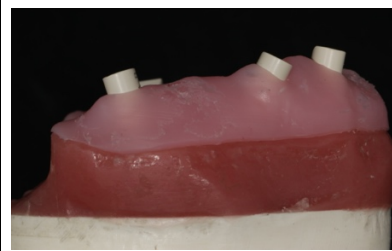


Fig.45 Vista lateral modelo con implantes angulados y encía de 7 mm.

Los escaneos (Fig.46-49) se han realizado por un solo operador (A.S.), con mismas condiciones de temperatura y humedad.

El escáner utilizado fue un Trios 3®, numero de serie 1ya1643s01056b software con versión 1.4.7.5. Antes de empezar los escaneos se ha procedido a la calibración del mismo y después de cada grupo se ha repetido el proceso.

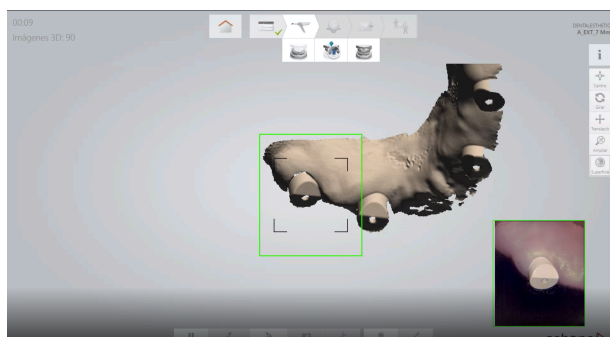


Fig.46 Fase de escaneado modelo con implantes angulados y encía de 7 mm.

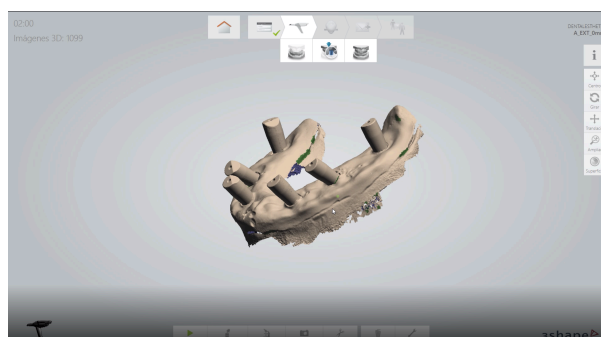


Fig.47 Escaneado modelo con implantes angulados y encía de 0 mm.



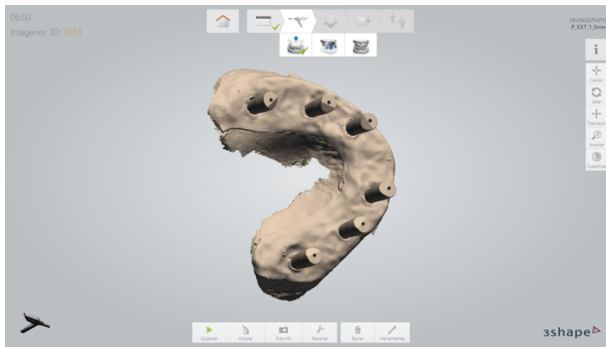


Fig.48 Escaneado modelo con implantes paralelos y encía de 4 mm.

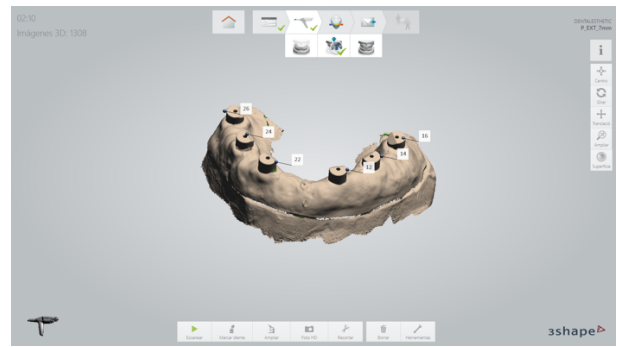


Fig.49 Escaneado modelo con implantes paralelos y encía de 7 mm.

#### 4.5 OBTENCIÓN DE DATOS A PARTIR DE ARCHIVOS .STL

Los escaneados se han exportados en formato *.stl* (*Standard Triangle Language/ Standard Tassellation Language*) y analizados en el programa Exocad® (versión 2.2-6654 Valletta, Exocad GmbH®).

##### 4.5.1 Fase de diseño en Exocad®

En este software se han superpuesto los scan-bodies escaneados con los de la librería propia de Exocad® a través el algoritmo de “*best-fit*”, siguiendo la metodología de otros trabajos de investigación. Ese algoritmo consiste en el alineamiento de la geometría CAD con la superficie escaneada, minimizando la distancia global entre la nube de puntos del ISB (“*intraoral scan body*”) y su referencia correspondiente en la librería de los implantes del programa. Este alineamiento se puede hacer de forma automática o manual (Fig.50-53). (76,80)

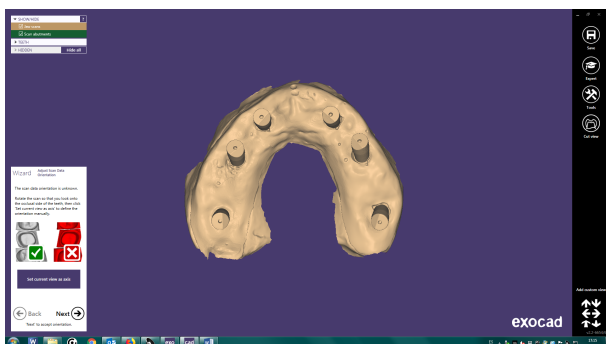


Fig.50 Importación *.stl* escaneo con implantes angulados y encía de 0 mm de altura.

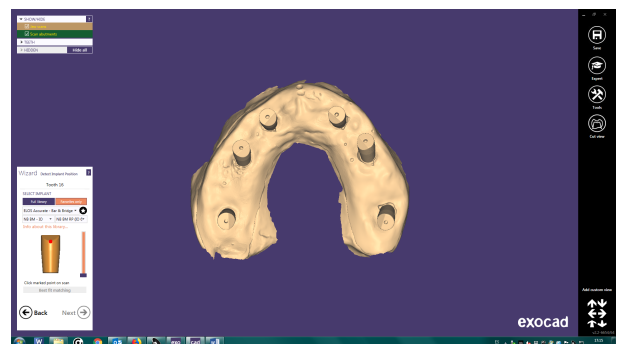


Fig.51 Selección en la librería del scan-body Elos Accurate®.

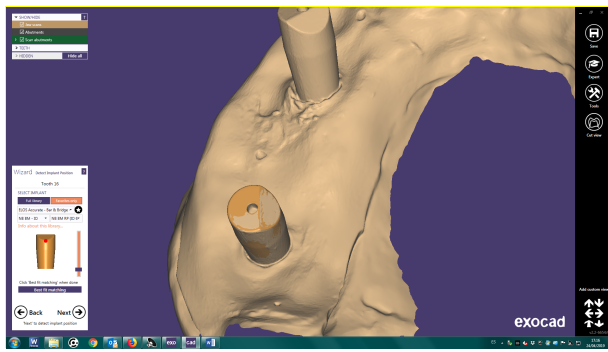


Fig.52 *Best-fit* escaneado con scan-body de la librería Exocad®.

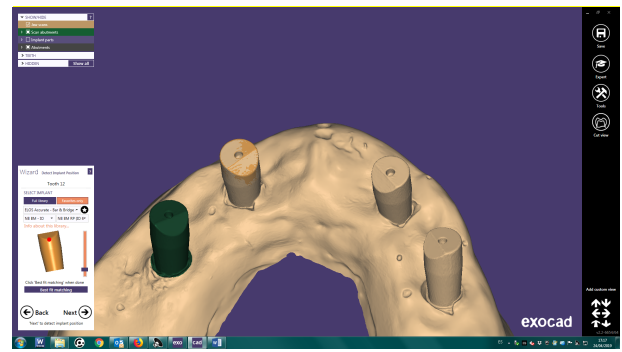


Fig.53 Repetición proceso de *best-fit* para cada scan-body.

Es importante comprobar que el programa realice el *best-fit* correcto de cada scan-body, porque un solapamiento incorrecto podría llevar a resultados erróneos (Fig.54).

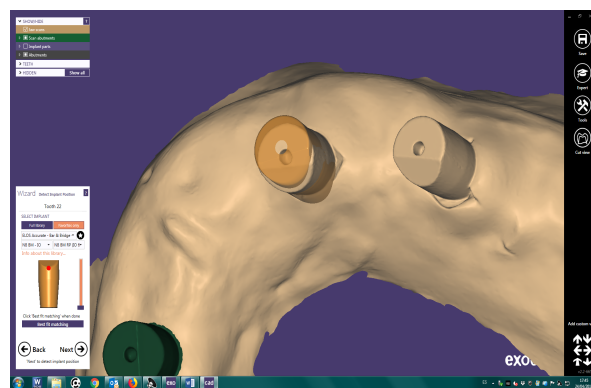


Fig.54 *Best-fit* incorrecto.

A continuación se diseñó una barra de pasividad para cada escaneo (Fig.55-58), que ferulizase todos los implantes. El único objetivo de este paso era poder tener las referencias de las posiciones de los implantes para obtener posteriormente las coordenadas con el programa Geomagic® a partir de las conexiones de la barra.

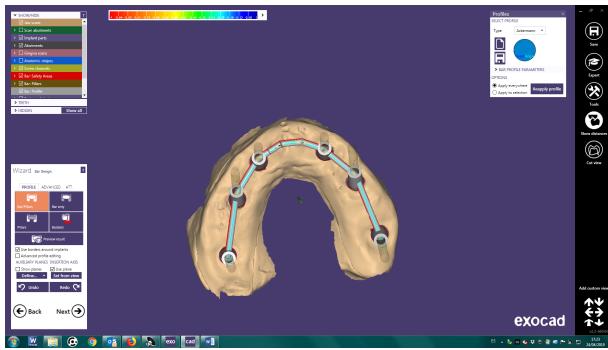


Fig.55 Diseño barra de pasividad en modelo con implantes angulados y encía de 4 mm.

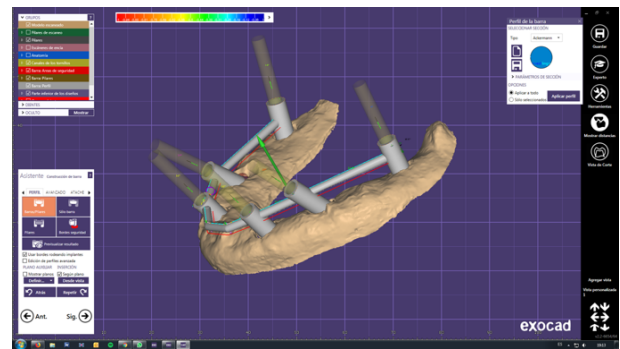


Fig.56 Vista lateral del diseño barra de pasividad en modelo con implantes angulados y encía de 4 mm.

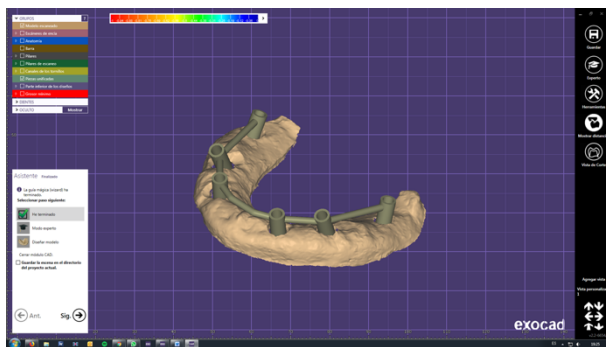


Fig.57 Diseño de la barra completado.

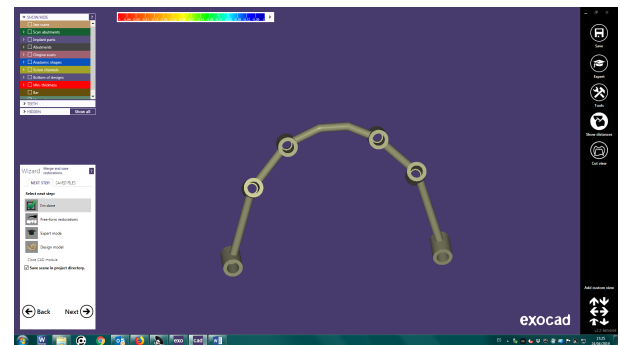


Fig.58 Diseño de la barra completado.

El proceso se ha repetido para todos los escaneos con implantes paralelos y angulados y las diferentes alturas de encía (Fig.59-60).

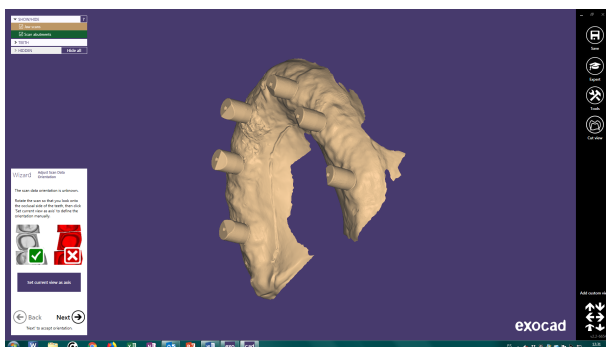


Fig.59 Importación .stl escaneo con implantes paralelos y encía de 4 mm de altura.

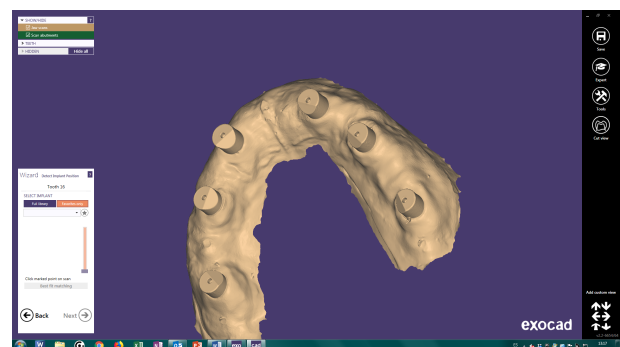


Fig.60 Importación .stl escaneo con implantes paralelos y encía de 7 mm de altura.



Se decidió realizar el mismo proceso con los PIC® files, ya que el software de la cámara PIC® nos proporciona las coordenadas de forma directa. Aunque se realizaron las barras, el *best-fit* se hizo directamente a nivel de la conexión del implante (en este caso hexágono externo) dado que el sistema no utiliza scan-bodies convencionales (Fig.61-62).

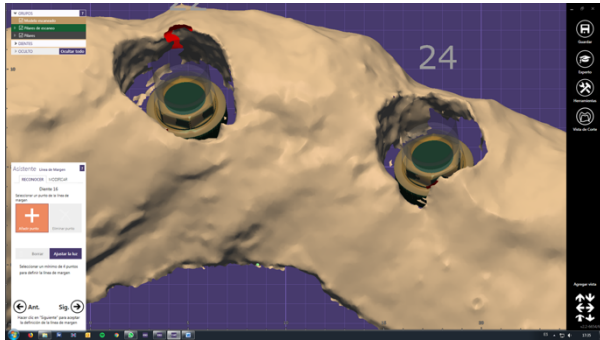


Fig.61 *Best-fit* con conexión cabeza de implante.

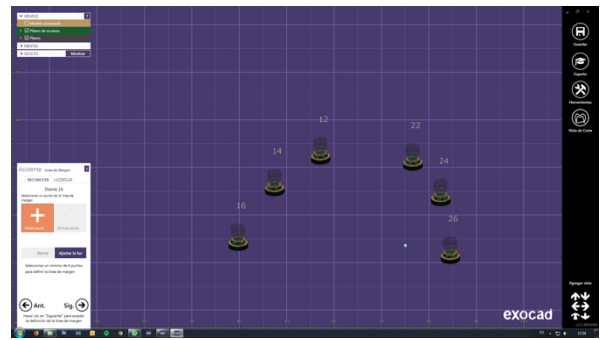


Fig.62 *Best-fit* de las seis conexiones.

#### 4.5.2 Obtención de las coordenadas en “Geomagic®”

Una vez diseñadas las barras de pasividad en Exocad® para cada escaneo (tanto con sistema PIC® como con escáner TRIOS®), se exportaron los archivos en formato *.stl* para ser posteriormente utilizados en el software de análisis tridimensional Geomagic® (3D System®).

El procedimiento realizado para cada barra para obtener las coordenadas del centro de cada implante, un vector perpendicular al plano al cual pertenece el centro y pasante por el y un punto sobre ese vector ha sido:

- 1) Importación de la barra diseñada en Exocad® (Fig.63).
- 2) Selección de la superficie inferior de la barra (que sería la que contacta con la superficie del implante/análogo) y diseño del plano al cual pertenece (Fig.64).

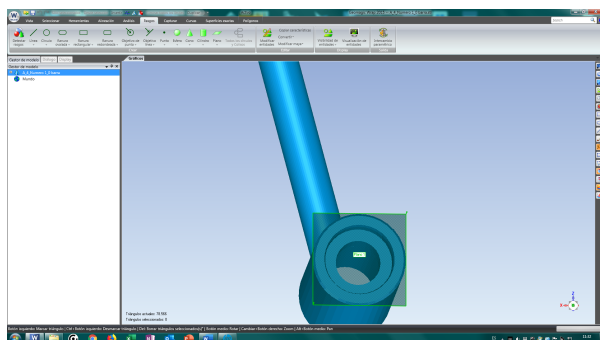
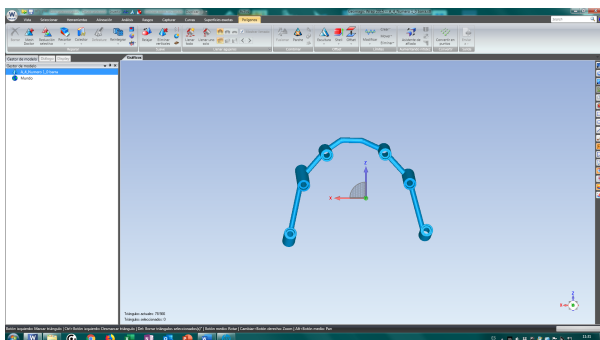


Fig.63 Importación barra en Geomagic®.

Fig.64 Plano de la superficie de la conexión de la barra.

- 3) Diseño de una línea con origen en el centro del plano y perpendicular al mismo (centro del diámetro del cilindro) (Fig.65).
- 4) Repetición de los pasos anteriores para cada conexión (Fig.66).

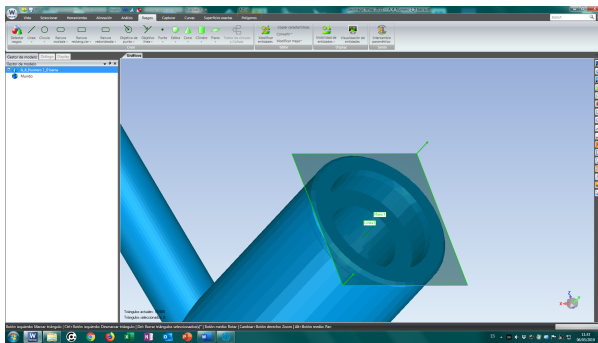


Fig.65 Creación de la línea perpendicular al plano con origen en el centro del mismo.

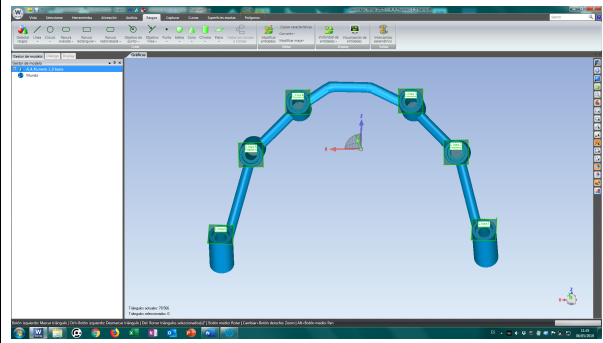


Fig.66 Creación de los seis planos y de las seis líneas.

- 5) Creación de los 6 puntos (*I*) originados por la intersección entre el vector y su plano (Fig.67).
- 6) Establecimiento de la origen del sistema de coordenadas por definición en correspondencia del implante 16 (Fig.68-70).

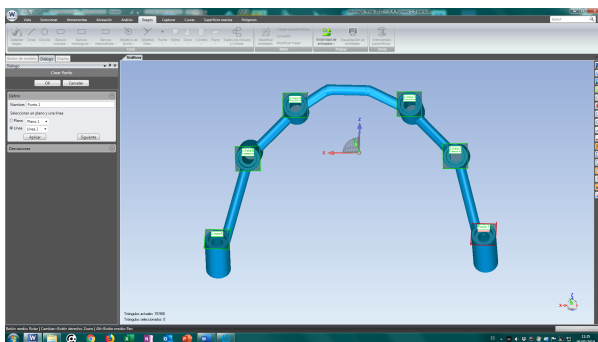


Fig.67 Creación de los puntos derivados de la intersección plano/línea.

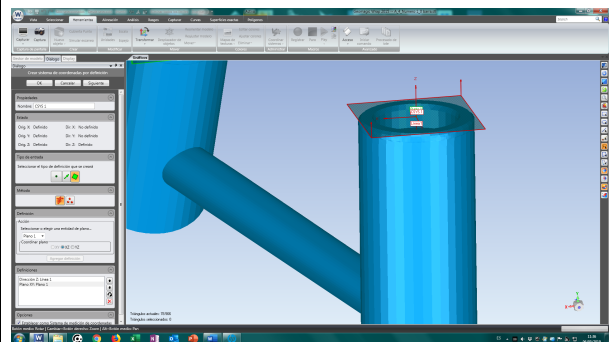


Fig.68 Definición del origen de los ejes del nuevo sistema de coordenadas.

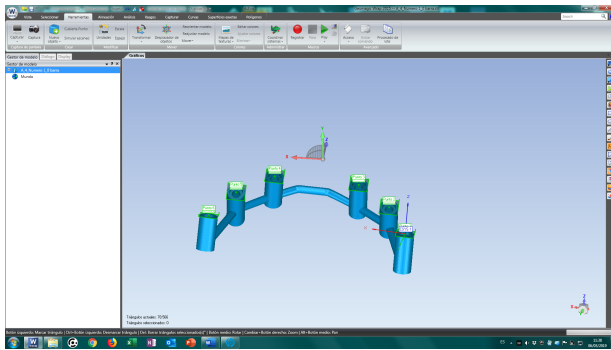


Fig.69 Origen del sistema de coordenadas establecido en implante 16.

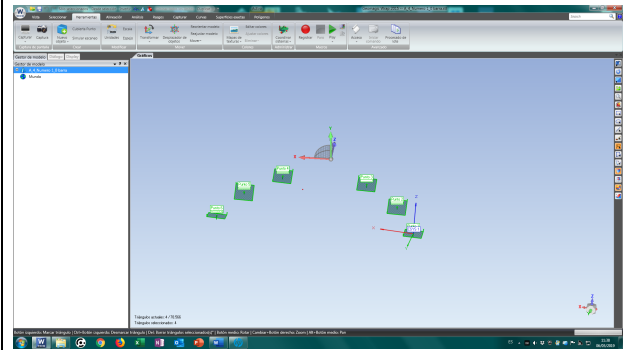


Fig.70 Planos, líneas y puntos respecto al origen de los ejes.

- 7) Obtención de las coordenadas en tres dimensiones de los seis puntos correspondientes a los seis centros de los planos (Fig.71).
- 8) Dado que los puntos para las mediciones se encuentran en 3D, definido por un plano y un vector hay que coger un segundo punto (2) aleatorio para definir el vector, que pertenece siempre a la misma línea del eje rotacional

El vector tendrá las coordenadas en el espacio:

$$\vec{v} = (u_{x2} - u_{x1}; u_{y2} - u_{y1}; u_{z2} - u_{z1})$$

- 9) Selección de los 6 puntos sobre los 6 vectores y obtención de las coordenadas 3D, con origen cada uno en el plano de correspondencia.
- 10) En total se obtienen 12 puntos y 36 valores de coordenadas (3 para cada punto) para cada barra del estudio, que se exportaron en formato texto (Fig.72).

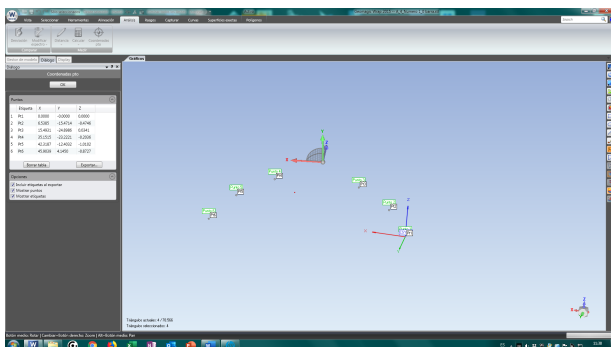


Fig.71 Obtención de las coordenadas de los puntos situados a nivel de la conexión y en el centro.

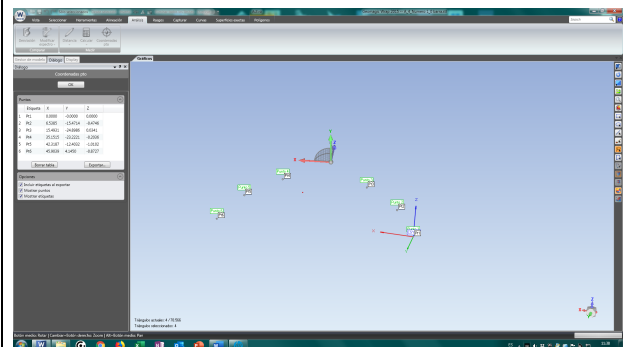


Fig.72 Obtención de las coordenadas de los puntos sobre el vector con origen en el centro del plano a nivel de la conexión.

#### 4.5.3 Medición de distancias y angulaciones en “Excel®”

Para calcular las posibles discrepancias entre los diferentes escaneados se calcularon en las tres dimensiones del espacio todas las posibles combinaciones de distancias entre los diferentes implantes (Fig.73).

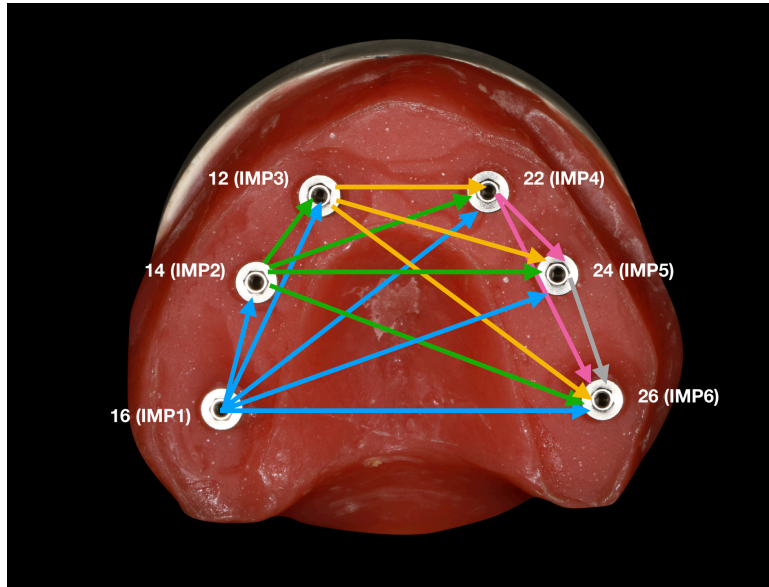


Fig.73 Combinaciones de las mediciones lineares y angulares realizadas.

Las combinaciones de las distancias medidas fueron: IMP1-IMP2, IMP1-IMP3, IMP1-IMP4, IMP1-IMP5, IMP1-IMP6, IMP2-IMP3, IMP2-IMP4, IMP2-IMP5, IMP2-IMP6, IMP3-IMP4, IMP3-IMP5, IMP3-IMP6, IMP4-IMP5, IMP4-IMP6, IMP5-IMP6.

Para las desviaciones angulares se tomó como referencia el implante en 16 y se calcularon las 5 medidas angulares respecto a los vectores determinados en los demás implantes.

Las formulas necesarias para el análisis fueron:

- Para la distancia entre puntos en 3D: diferencia entres los vectores de posición

$$d(u_1, u_2) = |\vec{u_1} - \vec{u_2}| = \sqrt{(u_{x1} - u_{x2})^2 + (u_{y1} - u_{y2})^2 + (u_{z1} - u_{z2})^2}$$

- Para transformar los resultados de las inclinaciones desde radianes a grados ( $\pi$  rad= 180°) para una mejor facilidad de análisis de los resultados

$$\alpha = \tan^{-1} \sqrt{\frac{x_v^2 + y_v^2}{z_v^2}}$$

Los datos fueron insertados en una matriz de datos donde se obtuvieron los resultados de las mediciones lineares y angulares. Se ha realizado una hoja Excel® (Microsoft®) por cada escaneo y en cada una contiene las coordenadas de los 12 puntos de referencias establecidos en Geomagic® (en la parte inferior-derecha), todas las posibles combinaciones de mediciones lineares y las angulares con respecto a los valores de referencia (Fig.74).

IMPLANTE/ E	EJE X	EJE Y	EJE Z	Posición dentaria
IMPLANTE 1	0	0	0	16
IMPLANTE 2	8,904186	-14,225095	-0,39126	14
IMPLANTE 3	19,264303	-22,089474	0,315176	12
IMPLANTE 4	38,344076	-16,994225	0,399695	22
IMPLANTE 5	43,343514	-4,984529	-0,417139	24
IMPLANTE 6	43,990814	11,919948	-0,363146	26

Fig.74 Ejemplo de matriz de datos Excel para escaneo n° 6 de modelo angulado con encía de 0 mm

#### 4.6 VARIABLES ESTUDIADAS

Para el presente estudio se han establecido como variables independientes (VI) el tipo de angulación (implantes angulados/paralelos), tipo de sistema de escaneo utilizado (estereofotogrametría o escáner intraoral) y la altura de la encía (0, 4 y 7 mm).

Las variables dependientes (VD) han sido: distancias medidas en milímetros (mm) y ángulos medidos en grados (°) entre los diferentes implantes. Las desviaciones y los errores lineares calculados a partir de las medidas obtenidas se han sucesivamente convertidas y expresadas en micras ( $\mu\text{m}$ ).

## 4.7 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Una vez obtenidas todas las medidas en Excel a partir de las coordenadas obtenidas en Geomagic®, se han creado dos files Excel® (uno para los datos del modelo con implantes paralelos y otro para el modelo con implante angulados) (Fig.75) a modo de resumen y para facilitar el análisis estadístico, realizado con el programa MATLAB R2019a®.

DISTANCIAS											TRIOS 1										
	CMM	PIC1	PIC2	PIC3	PIC4	PIC5	PIC6	PIC7	PIC8	PIC9	PIC10	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1 IMPL-IMP2	16,8354876	16,7801462	16,7804999	16,7810031	16,7675763	16,7617766	16,7727248	16,7674835	16,7768291	16,7794189	16,7678958	16,8805203	16,7178896	16,7443267	16,7328795	16,7560221	16,7971391	16,7949777	16,7546991	16,7431326	16,7622785
2 IMPL-IMP3	29,4228832	29,4482298	29,4398924	29,4467078	29,4264044	29,4166649	29,4366932	29,4377795	29,4284012	29,4302267	29,4370172	29,3504479	29,3540931	29,3571486	29,3544866	29,3610096	29,3755404	29,3727763	29,3473899	29,3515606	29,3505157
3 IMPL-IMP4	42,1586818	42,1506897	42,1660918	42,1688919	42,1656479	42,1411284	42,1384962	42,1349716	42,1351992	42,1299145	42,1641347	42,3898735	42,3367951	42,4088153	42,4893489	42,4893489	42,4893489	42,4893489	42,4893489	42,4893489	42,4893489
4 IMPL-IMP5	43,8263763	43,8540859	43,8578967	43,8612296	43,8512814	43,8478288	43,8473157	43,8487204	43,8405226	43,8505625	43,8413589	43,8505625	44,0002223	44,3082128	44,4093256	44,0207718	44,4093256	44,4093256	44,4093256	44,4093256	44,4093256
5 IMPL-IMP6	45,7339587	45,7219518	45,7322501	45,7351726	45,7318728	45,7286283	45,7309219	45,7384295	45,7328441	45,7147418	45,7178923	46,4779297	47,4383025	46,4733829	47,0242717	46,0665589	46,1257106	46,7215505	46,0090418	46,9493461	45,7381994
6 IMPL-IMP7	13,0776298	13,12465	13,1424315	13,1243446	13,1198018	13,1038759	13,1275207	13,1165141	13,1174819	13,1177838	13,1167732	13,038899	13,0461759	13,0504701	13,0794067	13,0702515	13,0702515	13,0702515	13,0702515	13,0702515	13,0702515
7 IMPL-IMP8	29,7615981	29,7322789	29,7378736	29,7425421	29,7451893	29,7229723	29,7230349	29,7252089	29,7290172	29,7200866	29,7252089	29,8851648	29,7613624	29,7772173	29,8307769	29,7254051	29,7254051	29,7254051	29,7254051	29,7254051	29,7254051
8 IMPL-IMP9	35,8277804	35,7869211	35,7788836	35,7788496	35,7870851	35,7778824	35,7801815	35,7811378	35,7801134	35,7846678	35,7871487	35,8918156	36,1228684	36,1604673	36,1556424	36,1601288	36,1679292	36,1679292	36,1679292	36,1679292	36,1679292
9 IMPL-IMP10	43,8203305	43,7566375	43,7595107	43,7588235	43,7460270	43,7400152	43,7582275	43,7579395	43,7584619	43,7608718	43,7608718	44,1984979	44,7048083	44,0491564	44,1555192	43,9368999	43,9679746	44,1555192	44,1555192	44,1555192	44,1555192
10 IMPL-IMP11	19,7423407	19,8857897	19,8956395	19,8973417	19,8922344	19,8922344	19,8883682	19,8883682	19,8883682	19,8883682	19,8883682	19,8883682	19,8883682	19,8883682	19,8883682	19,8883682	19,8883682	19,8883682	19,8883682	19,8883682	19,8883682
11 IMPL-IMP12	29,7254824	29,6827508	29,6780504	29,6750024	29,6864175	29,6794891	29,6864997	29,6820781	29,6777912	29,6811577	29,6844685	29,7231261	29,6253807	29,7461778	29,7450027	29,6980831	29,6979519	29,6979519	29,6979519	29,6979519	29,6979519
12 IMPL-IMP13	42,1347034	42,0849551	42,0925978	42,0912149	42,0885564	42,0995049	42,0913227	42,0817938	42,0904764	42,0899158	42,2701878	42,5673064	42,1390164	42,1238275	42,1555878	42,1238275	42,1238275	42,1238275	42,1238275	42,1238275	42,1238275
13 IMPL-IMP14	13,0205041	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327	13,0180327
14 IMPL-IMP15	29,7348702	29,3657086	29,3624749	29,3629161	29,4001072	29,3838456	29,3887804	29,3812396	29,3812396	29,3812396	29,3812396	29,3504848	29,3504848	29,3504848	29,3504848	29,3504848	29,3504848	29,3504848	29,3504848	29,3504848	29,3504848
15 IMPL-IMP16	16,8374289	16,8364041	16,8334554	16,8375219	16,8403867	16,8620295	16,8599391	16,8469744	16,8322205	16,8400001	16,8372921	16,7884871	16,7884775	16,7229426	16,7590000	16,7870871	16,8192570	16,7945577	16,8320909	16,6917450	16,8178444
ANGULOS											TRIOS 1										
	CMM	PIC1	PIC2	PIC3	PIC4	PIC5	PIC6	PIC7	PIC8	PIC9	PIC10	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
16	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
14	0,272027378	0,78157362	0,78544514	0,78637838	0,878141113	0,79725649	0,75987924	0,75987924	0,75987924	0,75987924	0,75987924	1,79131258	1,6646385	1,625192082	1,6646385	1,6646385	1,6646385	1,6646385	1,6646385	1,6646385	1,6646385
12	0,30948528	1,092859783	1,06359136	1,12793923	1,12684603	1,075375668	1,08772669	1,06346032	1,04591362	1,046161075	1,045017425	2,26440674	1,625192082	1,543019125	1,481390047	0,91043521	1,56869189	1,298902	1,5283321	1,667362397	0,93504481
22	0,468957068	0,604715217	0,61751717	0,627839857	0,69476128	0,611827956	0,61703822	0,588652813	0,576502085	0,575921626	0,560275842	2,53060642	2,025050104	2,146769824	1,351189788	1,507424949	1,55811108	1,541914346	1,701813973	2,103116961	1,59740449
24	0,32326318	0,36577781	0,598207708	0,339998373	0,24402469	0,282039513	0,384572191	0,361626159	0,37020669	0,27101882	2,57082799	1,95119796	2,088617143	1,353707138	1,65869198	1,70447157	1,44030738	1,809757229	2,08653184	1,806691912	1,806691912
26	0,23937879	0,75651283	0,71750421	0,74449383	0,745174029	0,75661519	0,74509789	0,72841282	0,70784788	0,71778813	0,729576579	2,54580226	2,168888053	0,68814384	0,78171872	1,0591057	1,584049707	1,17862546	1,76217464	1,385554708	1,48400793

Fig.75 Ejemplo de hoja Excel resumen para datos en modelo con implantes paralelos y encía de 0 mm.

Dada la naturaleza cuantitativa de las variables estudiadas (milímetros o grados) el primer paso fue realizar un estudio exploratorio y descriptivo de las mismas y averiguar la normalidad de los datos. Para ello, en cada registro de datos repetidos ( $n=10$ ) se aplicó un test de normalidad de Kolmogorov-Smirnov. El nivel de significación de la prueba se fijó en un 5%. Para el implante en posición del 16 no se realizó dicha prueba dado que se seleccionó como implante referencia, como se mencionó anteriormente.

Todas las medidas, tanto lineares como angulares, de los escaneos de ambos modelos han resultado tener una distribución de tipo gaussiano, permitiéndonos proceder de forma significativa a un análisis más profundo con los test  $t$  de Student, ANOVA y, en seguida, un análisis de comparación múltiple de Tukey-Kramer.

Para calcular los errores de distancia y de angulación de los dos sistemas PIC® y Trios®, se calcularon las diferencias sustrayendo los valores obtenidos con los de referencia dados por la medición con la CMM, siempre teniendo en cuenta que para el implante 16 los errores son nulos por definición (Fig.76-77).

Índice	DISTANCIAS	CMM
1	IMP1-IMP2	16,832
2	IMP1-IMP3	29,423
3	IMP1-IMP4	42,159
4	IMP1-IMP5	43,843
5	IMP1-IMP6	45,734
6	IMP2-IMP3	13,078
7	IMP2-IMP4	29,762
8	IMP2-IMP5	35,823
9	IMP2-IMP6	43,832
10	IMP3-IMP4	19,943
11	IMP3-IMP5	29,725
12	IMP3-IMP6	42,135
13	IMP4-IMP5	13,021
14	IMP4-IMP6	29,375
15	IMP5-IMP6	16,837

Fig.76 Valores de referencia de distancias para modelo con implantes paralelos

Índice	ANGULOS	CMM
1	16	0,000
2	14	0,272
3	12	0,393
4	22	0,469
5	24	0,352
6	26	0,234

Fig.77 Valores de referencia de ángulos para modelo con implantes paralelos

A pesar de la rigurosidad en la metodología de fabricación de los modelos, se puede notar en la Fig.77 cómo ya los valores de referencia de los implantes paralelos no son exactamente iguales entre sí, habiendo de base un mínimo disparelismo entre los implantes; algo esperable, en cualquier caso.





## 5. RESULTADOS

Como se ha mencionado anteriormente, por **veracidad** se entiende la proximidad del valor verdadero de una magnitud al valor obtenido por una medida. Dado que las mediciones se han repetido 10 veces ( $n=10$ ), para el estudio de la veracidad se ha calculado la diferencia entre el valor verdadero y la media de las medidas. Dicha media se obtiene a partir de la diferencia de cada medición con el valor de referencia, en nuestro caso con las medidas de la CMM.

Las tablas siguientes (Tablas 3-4) contienen la media de los errores de medición para las distancias y ángulos en el modelo de implantes paralelos y en el modelo de implantes angulados. Igualmente se han incluido en la tabla los intervalos de confianza de cada media, que son una medida proporcional al valor de la precisión de cada una de las medidas.

Además, se presenta el valor de  $p$  de la significación estadística de la medida de los errores. Como se puede ver, solo algunas mediciones sueltas no son estadísticamente significantes.

DISTANCIAS	PIC			THIOS0 mm			THIOS4 mm			THIOS7 mm		
	media	ic	p	media	ic	p	media	ic	p	media	ic	p
IMP1-IMP2	-0,050	0,003	0,000	-0,092	0,010	0,000	-0,077	0,013	0,000	-0,128	0,013	0,000
IMP1-IMP3	0,012	0,004	0,001	-0,065	0,013	0,000	-0,056	0,036	0,062	-0,191	0,026	0,000
IMP1-IMP4	-0,012	0,007	0,031	0,143	0,071	0,022	0,180	0,121	0,071	-0,175	0,052	0,001
IMP1-IMP5	0,009	0,004	0,026	0,419	0,125	0,001	0,589	0,214	0,004	-0,087	0,069	0,121
IMP1-IMP6	-0,016	0,003	0,000	0,778	0,233	0,001	1,035	0,317	0,002	-0,054	0,078	0,369
IMP2-IMP3	0,041	0,003	0,000	-0,012	0,005	0,011	-0,027	0,015	0,038	-0,074	0,014	0,000
IMP2-IMP4	-0,031	0,003	0,000	0,014	0,025	0,471	-0,005	0,049	0,889	-0,138	0,028	0,000
IMP2-IMP5	-0,039	0,001	0,000	0,139	0,047	0,003	0,207	0,103	0,022	-0,115	0,037	0,002
IMP2-IMP6	-0,077	0,003	0,000	0,300	0,121	0,008	0,423	0,160	0,006	-0,135	0,037	0,001
IMP3-IMP4	-0,053	0,002	0,000	-0,039	0,019	0,021	-0,056	0,033	0,042	-0,106	0,019	0,000
IMP3-IMP5	-0,044	0,002	0,000	0,013	0,025	0,504	0,035	0,053	0,388	-0,123	0,023	0,000
IMP3-IMP6	-0,044	0,002	0,000	0,078	0,070	0,159	0,136	0,084	0,054	-0,155	0,023	0,000
IMP4-IMP5	-0,005	0,005	0,200	-0,032	0,008	0,000	-0,065	0,011	0,000	-0,052	0,008	0,000
IMP4-IMP6	0,001	0,007	0,871	-0,082	0,021	0,000	-0,101	0,040	0,007	-0,081	0,011	0,000
IMP5-IMP6	0,013	0,007	0,028	-0,067	0,018	0,001	-0,044	0,036	0,130	-0,020	0,009	0,017
Global	-0,020	0,003	0,000	0,100	0,031	0,000	0,145	0,042	0,000	-0,109	0,010	0,000
ANGULOS	PIC			THIOS0 mm			THIOS4 mm			THIOS7 mm		
	media	ic	p	media	ic	p	media	ic	p	media	ic	p
16	0,000	0,000		0,000	0,000		0,000	0,000		0,000	0,000	
14	0,510	0,023	0,000	0,804	0,142	0,000	0,927	0,220	0,000	0,906	0,057	0,000
12	0,683	0,014	0,000	1,005	0,178	0,000	1,109	0,261	0,000	1,332	0,124	0,000
22	0,143	0,019	0,000	1,337	0,162	0,000	2,299	0,287	0,000	1,676	0,188	0,000
24	-0,069	0,012	0,000	1,491	0,174	0,000	2,093	0,223	0,000	1,598	0,196	0,000
26	0,503	0,009	0,000	1,246	0,244	0,000	1,824	0,119	0,000	1,686	0,216	0,000
Global	0,354	0,051	0,000	1,177	0,087	0,000	1,651	0,137	0,000	1,439	0,087	0,000

Tabla 3. Media e intervalos de confianza de la misma para los errores de distancia (mm) y ángulo (°) en el modelo de implantes **paralelos**. Las diferencias significativas con la referencia CMM se indican en rojo. El valor nulo de  $p$  indica que  $p<0,001$ .

DISTANCIAS	PIC			TRIOS0 mm			TRIOS4 mm			TRIOS7 mm		
	media	ic	p	media	ic	p	media	ic	p	media	ic	p
IMP1-IMP2	-0,129	0,010	0,000	-0,058	0,018	0,002	-0,091	0,017	0,000	0,174	0,042	0,000
IMP1-IMP3	-0,025	0,005	0,000	-0,046	0,030	0,063	-0,109	0,023	0,000	-0,085	0,050	0,042
IMP1-IMP4	0,053	0,006	0,000	0,043	0,107	0,599	-0,085	0,047	0,036	-0,009	0,104	0,910
IMP1-IMP5	0,062	0,004	0,000	0,166	0,157	0,181	0,079	0,070	0,154	-0,112	0,144	0,317
IMP1-IMP6	0,030	0,001	0,000	0,263	0,239	0,165	0,123	0,090	0,093	0,211	0,259	0,293
IMP2-IMP3	0,079	0,006	0,000	-0,012	0,011	0,150	-0,036	0,010	0,001	-0,289	0,015	0,000
IMP2-IMP4	0,096	0,007	0,000	-0,012	0,037	0,670	-0,093	0,036	0,006	-0,239	0,019	0,000
IMP2-IMP5	0,062	0,002	0,000	0,028	0,049	0,443	-0,019	0,046	0,585	-0,424	0,047	0,000
IMP2-IMP6	-0,050	0,004	0,000	0,058	0,086	0,383	-0,047	0,072	0,395	-0,052	0,130	0,595
IMP3-IMP4	0,044	0,004	0,000	-0,014	0,020	0,370	-0,077	0,030	0,006	-0,042	0,012	0,001
IMP3-IMP5	0,049	0,006	0,000	-0,009	0,021	0,564	-0,058	0,025	0,012	-0,373	0,041	0,000
IMP3-IMP6	-0,038	0,002	0,000	0,006	0,039	0,831	-0,101	0,050	0,021	-0,112	0,088	0,114
IMP4-IMP5	0,035	0,015	0,012	-0,041	0,009	0,000	-0,066	0,009	0,000	-0,342	0,028	0,000
IMP4-IMP6	-0,041	0,008	0,000	-0,037	0,027	0,092	-0,119	0,037	0,002	-0,163	0,037	0,000
IMP5-IMP6	-0,074	0,009	0,000	0,007	0,023	0,700	-0,035	0,035	0,204	0,108	0,022	0,000
Global	0,010	0,007	0,055	0,023	0,022	0,179	-0,049	0,013	0,000	-0,117	0,029	0,000
ANGULOS	PIC			TRIOS0 mm			TRIOS4 mm			TRIOS7 mm		
	media	ic	p	media	ic	p	media	ic	p	media	ic	p
16	0,000	0		0,000	0		0,000	0		0,000	0	
14	-0,248	0,031	0,000	0,566	0,161	0,001	0,586	0,150	0,000	-1,677	0,348	0,000
12	0,099	0,032	0,002	0,818	0,196	0,000	0,996	0,129	0,000	0,632	0,323	0,025
22	-0,386	0,034	0,000	1,097	0,228	0,000	1,500	0,197	0,000	1,047	0,374	0,004
24	-0,137	0,030	0,000	1,011	0,226	0,000	1,162	0,147	0,000	-0,010	0,293	0,963
26	0,251	0,046	0,000	-0,845	0,172	0,000	-0,567	0,233	0,009	-0,338	0,297	0,154
Global	-0,084	0,045	0,019	0,529	0,155	0,000	0,735	0,150	0,000	-0,069	0,219	0,684

Tabla 4. Media e intervalos de confianza de la misma para los errores de distancia (mm) y ángulo (°) en el modelo de implantes **angulados**. Las diferencias significativas con la referencia CMM se indican en rojo. El valor nulo de  $p$  indica que  $p < 0,001$ .

Con la finalidad de facilitar la interpretación de los datos, se expondrán los valores absolutos de los errores encontrados, dado que el origen de un valor negativo depende de la elección del origen de las coordenadas y del método de sustracción del valor encontrado respecto al valor proporcionado por la CMM.

## 5.1 ESTUDIO DE LA VERACIDAD

### Veracidad en modelo con implantes paralelos

El sistema PIC® produce en general menores errores de distancia y angulación, es decir que su veracidad es mayor en modelo con implantes paralelos. El error medio de distancia global es de  $20\mu\text{m}$  con una D.E. de  $\pm 32\mu\text{m}$ , mientras que el error angular medio es de  $0,354^\circ \pm 0,280^\circ$ .

El escáner intraoral ha obtenido valores de veracidad peores con encía de 4 mm (error medio de  $145\mu\text{m}$ ,  $1,651^\circ$ ), mientras que con encías de 0 y 7 mm los errores fueron menores (respectivamente  $100\mu\text{m}$ ,  $1,177^\circ$  y  $109\mu\text{m}$ ,  $1,439^\circ$ ).

## Veracidad en modelo con implantes angulados

También para el modelo con implantes angulados el sistema PIC® produce en general menores errores de distancia y angulación, o sea su veracidad es mayor, aunque para las medidas lineares la diferencia parece reducida en muchos casos (error global de  $10 \pm 65 \mu\text{m}$  y  $0,084 \pm 0,246^\circ$ ).

El escáner intraoral ha obtenido errores medios de una magnitud considerable para las 3 alturas de encía, siendo mayor para las medidas lineares el error obtenido con encía de altura de 7 mm ( $117 \mu\text{m}$ )

Estos valores de errores medios hay sin embargo que considerarlos en función también de las desviaciones obtenidas (D.E.), consideradas como índices de precisión de los dos sistemas como explicado en el apartado siguiente.

## 5.2 ESTUDIO DE LA PRECISIÓN

La precisión de las medidas es una indicación numérica de la variación que se presenta al repetirlas. En ocasiones se utiliza el valor del intervalo de confianza para expresarla, sin embargo en nuestro estudio se consideró como índice de precisión el valor de la desviación típica (o estándar, D.E.) de las mediciones (Tablas 5-6).

DISTANCIAS PIC		TRIOS 0 mm TRIOS 4 mm TRIOS 7 mm			
	D.E.	D.E.	D.E.	D.E.	
IMP1-IMP2	0,022	0,042	0,040	0,097	
IMP1-IMP3	0,011	0,069	0,052	0,114	
IMP1-IMP4	0,013	0,247	0,109	0,239	
IMP1-IMP5	0,009	0,361	0,160	0,333	
IMP1-IMP6	0,003	0,550	0,207	0,597	
IMP2-IMP3	0,014	0,025	0,022	0,035	
IMP2-IMP4	0,016	0,086	0,083	0,044	
IMP2-IMP5	0,004	0,112	0,106	0,107	
IMP2-IMP6	0,008	0,199	0,166	0,299	
IMP3-IMP4	0,009	0,047	0,068	0,028	
IMP3-IMP5	0,014	0,049	0,059	0,095	
IMP3-IMP6	0,004	0,090	0,115	0,202	
IMP4-IMP5	0,035	0,021	0,020	0,064	
IMP4-IMP6	0,020	0,063	0,084	0,085	
IMP5-IMP6	0,020	0,053	0,080	0,052	
Global	0,065	0,205	0,120	0,280	
ANGULOS PIC		TRIOS 0 mm TRIOS 4 mm TRIOS 7 mm			
	D.E.	D.E.	D.E.	D.E.	
16	0,000	0,000	0,000	0,000	
14	0,070	0,370	0,347	0,802	
12	0,074	0,452	0,297	0,745	
22	0,079	0,526	0,454	0,862	
24	0,069	0,520	0,338	0,675	
26	0,106	0,396	0,537	0,685	
Global	0,246	0,841	0,819	1,193	

Tabla 5. Desviación estándar de las mediciones para el modelo de implantes **angulados**.

DISTANCIAS PIC	TRIOS 0 mm TRIOS 4 mm TRIOS 7 mm			
	D.E	D.E	D.E	D.E
IMP1-IMP2	0,007	0,024	0,030	0,031
IMP1-IMP3	0,009	0,030	0,083	0,061
IMP1-IMP4	0,015	0,164	0,278	0,121
IMP1-IMP5	0,010	0,288	0,494	0,160
IMP1-IMP6	0,006	0,538	0,730	0,180
IMP2-IMP3	0,007	0,012	0,035	0,032
IMP2-IMP4	0,008	0,058	0,114	0,065
IMP2-IMP5	0,003	0,107	0,236	0,085
IMP2-IMP6	0,007	0,279	0,370	0,085
IMP3-IMP4	0,004	0,044	0,075	0,044
IMP3-IMP5	0,004	0,058	0,122	0,053
IMP3-IMP6	0,005	0,160	0,194	0,053
IMP4-IMP5	0,012	0,018	0,026	0,017
IMP4-IMP6	0,015	0,048	0,092	0,026
IMP5-IMP6	0,016	0,041	0,084	0,022
Global	0,032	0,292	0,404	0,093

ANGULOS	PIC	TRIOS 0 mm TRIOS 4 mm TRIOS 7 mm			
		D.E	D.E	D.E	D.E
16		0,000	0,000	0,000	0,000
14		0,053	0,327	0,508	0,132
12		0,031	0,410	0,601	0,285
22		0,043	0,374	0,661	0,433
24		0,028	0,400	0,513	0,452
26		0,021	0,563	0,274	0,498
Global		0,280	0,474	0,745	0,474

Tabla 6. Desviación estándar de las mediciones para el modelo de implantes **paralelos**.

En la tabla siguiente podemos ver la significación estadística encontrada entre las medias de los errores y D.E. del sistema PIC® (Tipo 1) y el escáner Trios® (Tipos 2) con las diferentes alturas de encías.

Los datos y la significación estadística indican que el sistema PIC® es **más preciso** que el escáner intraoral Trios® (Tabla 7).

Tipo 1	Tipo 2		Tipo 1		Tipo 2		p
			m	DE	m	DE	
PIC	TRIOS 0 mm	D-P	-0,020	0,032	0,100	0,292	0,000
		D-A	0,010	0,065	0,023	0,205	0,480
		A-P	0,354	0,280	1,177	0,474	0,000
		A-A	-0,084	0,246	0,529	0,841	0,000
	TRIOS 4 mm	D-P	-0,020	0,032	0,145	0,404	0,000
		D-A	0,010	0,065	-0,049	0,120	0,000
		A-P	0,354	0,280	1,651	0,745	0,000
		A-A	-0,084	0,246	0,735	0,819	0,000
	TRIOS 7 mm	D-P	-0,020	0,032	-0,109	0,093	0,000
		D-A	0,010	0,065	-0,117	0,280	0,000
		A-P	0,354	0,280	1,439	0,474	0,000
		A-A	-0,084	0,246	-0,069	1,193	0,931

Tabla 7. Comparación entre errores medios y D.E. entre sistema PIC® y Trios® y su significación estadística.

### Precisión en modelo con implantes paralelos

El escáner intraoral Trios® ha obtenido desviaciones típicas considerables para alturas de encía de 0 y 4 mm, tanto para medidas lineares como angulares (respectivamente  $\pm 292 \mu\text{m}$ ,  $\pm 0,474^\circ$  y  $\pm 404$

$\mu\text{m}$ ,  $\pm 0,745^\circ$ ). Son menores para la altura de 7 mm ( $\pm 93 \mu\text{m}$ ,  $\pm 0,474^\circ$ ) sin embargo en todo caso mayores que las asociadas al sistema basado en estereofotogrametría ( $\pm 32 \mu\text{m}$ ,  $\pm 0,280^\circ$ ). Por lo tanto, la precisión del escáner Trios® es globalmente peor que la de PIC®.

### Precisión en modelo con implantes angulados

También en el modelo con implantes angulados el sistema PIC® produce en general menores errores de distancias (D.E  $\pm 65 \mu\text{m}$ ,  $\pm 0,246^\circ$ ) respecto a los escaneos obtenidos con Trios®. Con el escáner intraoral las mayores desviaciones de han obtenidas con encías de 0 y 7 mm (respectivamente  $\pm 205 \mu\text{m}$ ,  $0,841^\circ$  y  $\pm 280 \mu\text{m}$ ,  $1,193^\circ$ ), mientras que con encía de 4 mm las desviaciones obtenidas fueron de  $\pm 120 \mu\text{m}$  y  $0,819^\circ$ .

## 5.3 INFLUENCIA DE LAS DIFERENTES ALTURAS DE ENCÍAS SOBRE PRECISIÓN Y VERACIDAD EN ESCÁNER INTRAORAL

En la tabla siguiente (Tabla 8) se muestran los errores medio y la desviación estándar obtenidos en cada modelo con el escáner Trios® y la significación estadística de cada comparación

Como se puede ver en general se han obtenido **diferencias estadísticamente significativas** entre las mediciones con las diferentes alturas de encías.

Tipo 1	Tipo 2		Tipo 1		Tipo 2		p
			m	DE	m	DE	
TRIOS 0 mm	TRIOS 4 mm	D-P	0,100	0,292	0,145	0,404	0,268
		D-A	0,023	0,205	-0,049	0,120	0,000
		A-P	1,177	0,474	1,651	0,745	0,000
		A-A	0,529	0,841	0,735	0,819	0,218
	TRIOS 7 mm	D-P	0,100	0,292	-0,109	0,093	0,000
		D-A	0,023	0,205	-0,117	0,280	0,000
		A-P	1,177	0,474	1,439	0,474	0,007
		A-A	0,529	0,841	-0,069	1,193	0,005
TRIOS 4 mm	TRIOS 7 mm	D-P	0,145	0,404	-0,109	0,093	0,000
		D-A	-0,049	0,120	-0,117	0,280	0,007
		A-P	1,651	0,745	1,439	0,474	0,095
		A-A	0,735	0,819	-0,069	1,193	0,000

Tabla 8. Error medio, D.E. y significación estadística de las mediciones con Trios® y diferentes alturas de encías. (D: distancias, P: modelo implantes paralelos, A: ángulos, A: modelo con implantes angulados).

## 5.4 ANÁLISIS GENERAL

Los datos de veracidad y precisión permiten crear las tablas resumen a continuación (Tablas 9-10). Como se puede observar la **veracidad** del sistema con estereofotogrametría PIC® es mejor que la del escáner intraoral Trios® para un modelo edéntulo y seis implantes.

También la precisión del escáner intraoral es globalmente peor que la del sistema PIC®, tanto en modelo con implantes paralelos como angulados.

DISTANCIAS		Veracidad	Precisión
Paralelos	PIC	-0,020	0,032
	TRIOS 0 mm	0,100	0,292
	TRIOS 4 mm	0,145	0,404
	TRIOS 7 mm	-0,109	0,093
Angulados	PIC	0,010	0,065
	TRIOS 0 mm	0,023	0,205
	TRIOS 4 mm	-0,049	0,120
	TRIOS 7 mm	-0,117	0,280

Tabla 9. Veracidad y precisión (mm) para las medidas de distancias

ANGULOS		Veracidad	Precisión
Paralelos	PIC	0,354	0,280
	TRIOS 0 mm	1,177	0,474
	TRIOS 4 mm	1,651	0,745
	TRIOS 7 mm	1,439	0,474
Angulados	PIC	-0,084	0,246
	TRIOS 0 mm	0,529	0,841
	TRIOS 4 mm	0,735	0,819
	TRIOS 7 mm	-0,069	1,193

Tabla 10. Veracidad y precisión (°) para las medidas de ángulos

Los datos de los errores de distancia del escáner Trios® indican que con encía de altura de 0 y 4 mm resultan ser distancia-dependientes, o sea aumenta el error a aumentar la distancia entre los implantes, tanto en modelo con implantes paralelos como angulados (Fig. 78 y 80).

La distancia entre implantes 16 y 26 (numero 5) se ve representada en los gráficos de distancia como la de mayor desviación (Fig. 78 y 80).

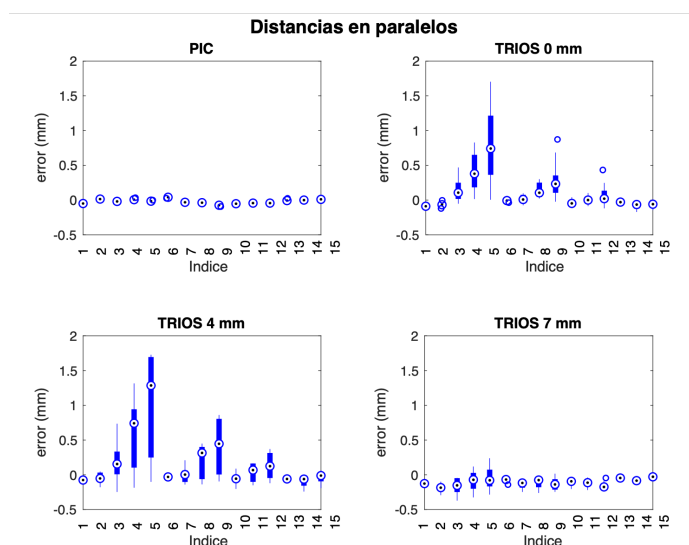


Fig.78 Diagramas de caja de errores de distancia en modelo con implantes paralelos.

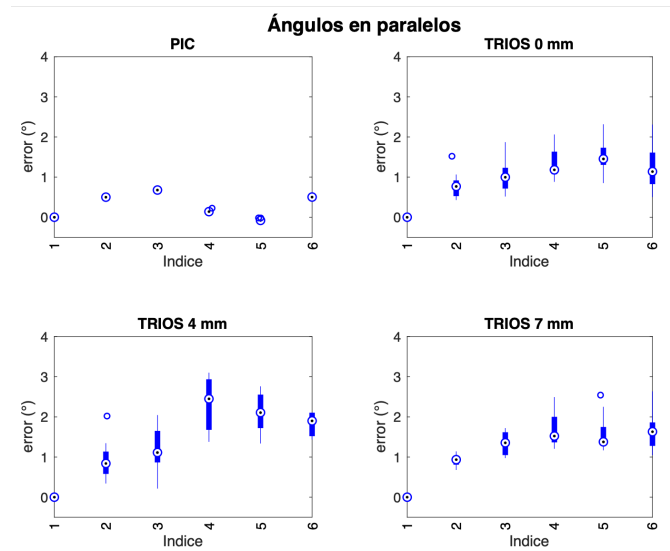


Fig.79 Diagramas de caja de errores de ángulos en modelo con implantes paralelos.

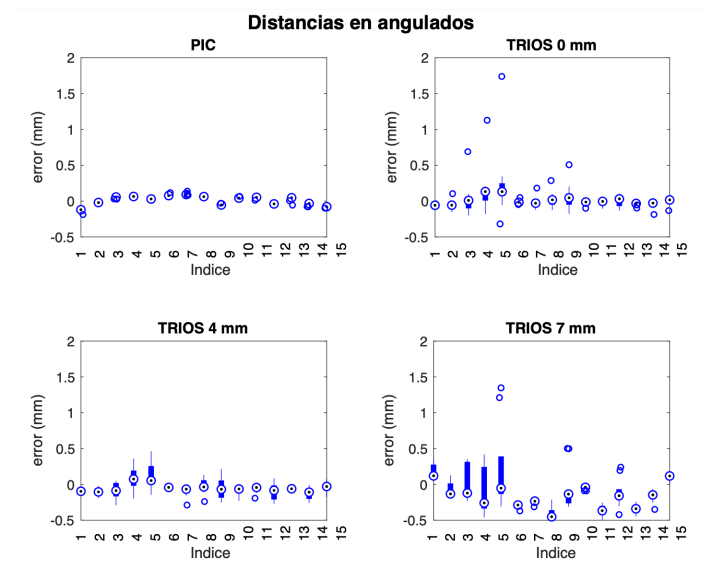


Fig.80 Diagramas de caja de errores de distancia en modelo con implantes angulados.

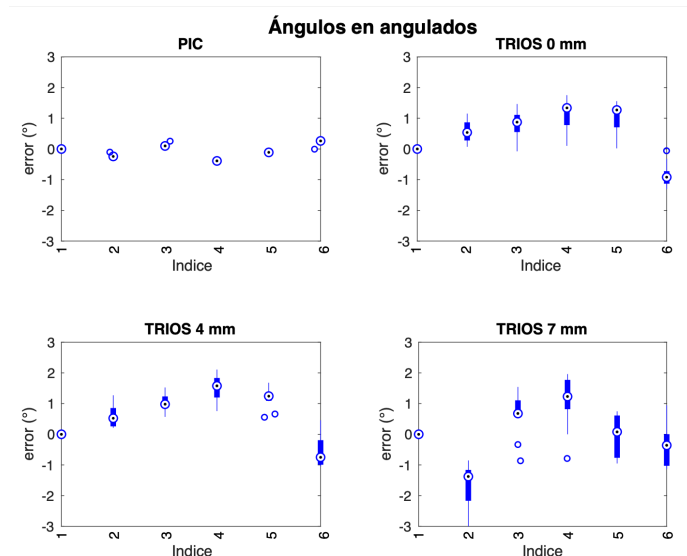


Fig.81 Diagramas de caja de errores de ángulos en modelo con implantes angulados.

Para facilitar la visualización de las desviaciones al crecer de la distancia de escaneo, empezando a escanear y tomando como referencia de orígenes de las coordenadas el implante en posición 16, se han creado los siguientes **diagramas de dispersión** de las coordenadas medidas de los implantes, superpuestas a la referencia CMM (Fig. 82-83).

En cada implante se ha incluido la distancia en  $\mu\text{m}$  que hay entre la media de las medidas y la referencia. Esta distancia incluye la coordenada  $z$ , que no se ha representado en los diagramas de dispersión anteriores.

Es lo que justificaría el comportamiento de las medidas de distancia, especialmente en el modelo paralelo para TRIOS® de 0 y 4 mm.



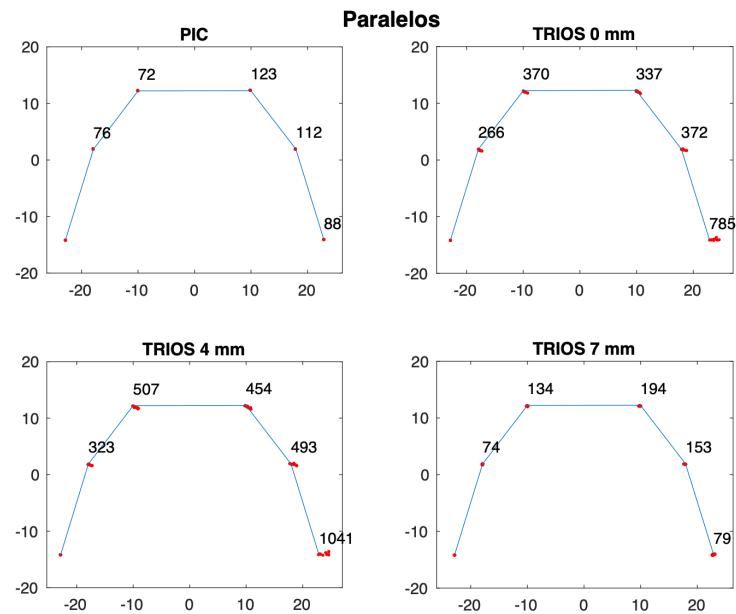


Fig.82 Diagramas de dispersión para implantes **paralelos** y valores obtenidos a partir de la diferencia de la media de las medidas y la referencia.

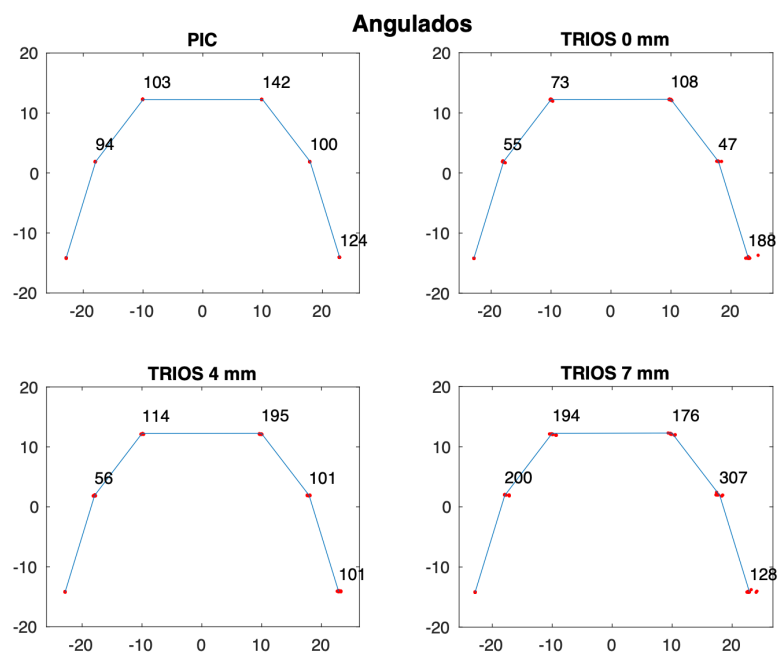


Fig.83 Diagramas de dispersión para implantes **angulados** y valores obtenidos a partir de la diferencia de la media de las medidas y la referencia.

Con objeto de proporcionar un solo **valor agregado de veracidad** se han creado cuatro gráficos considerando el conjunto de análisis de todos los valores de error de medición asociados a un sistema de medida, para cada uno de los modelos. Esta forma de agregar errores de medida es admisible puesto que suponemos cada conjunto independiente de los demás (Fig.84-85).

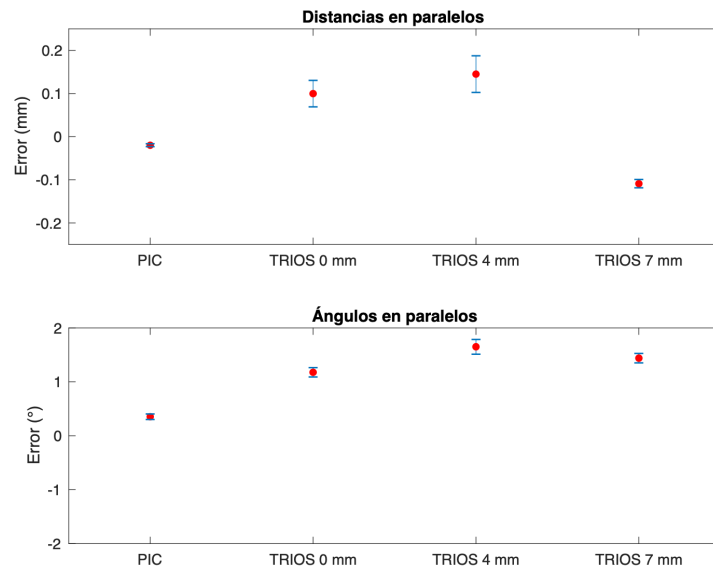


Fig.84 Medias e intervalos de confianza de errores de medida para el modelo con implantes paralelos.

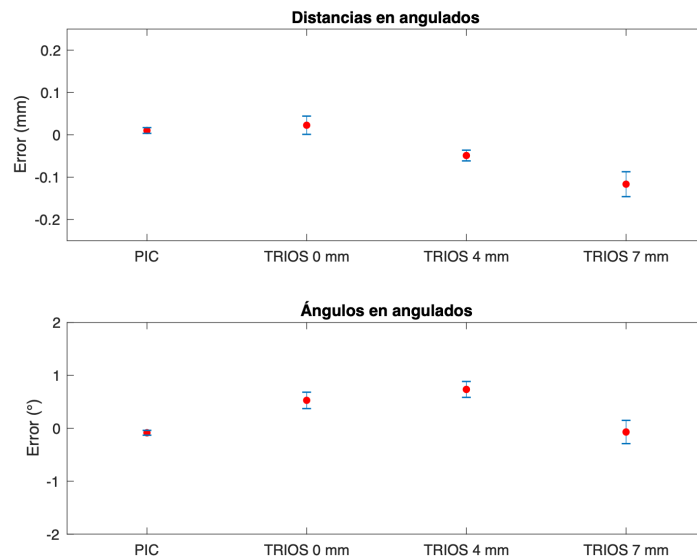


Fig.85 medias e intervalos de confianza de errores de medida para el modelo con implantes angulados.

En la tabla siguiente (Tabla 11) se puede ver el nivel de significación de la exactitud obtenida y la desviación estándar respecto a los valores de la CMM. Solo en las condiciones no marcadas en rojo el valor de  $p$  no es estadísticamente significativo, pudiéndose afirmar que no hay diferencias respecto a las mediciones realizadas por la CMM.

Magnitud	Implantes	PIC			TRIOS0 mm			TRIOS4 mm			TRIOS7 mm		
		media	D.E	p	media	D.E	p	media	D.E	p	media	D.E	p
Distancias	Paralelos	-0,020	0,032	0,031	0,100	0,292	0,000	0,145	0,404	0,000	-0,109	0,093	0,000
	Angulados	0,010	0,065	0,055	0,023	0,205	0,179	-0,049	0,120	0,000	-0,117	0,280	0,000
Ángulos(°)	Paralelos	0,354	0,280	0,087	1,177	0,474	0,000	1,651	0,745	0,000	1,439	0,474	0,000
	Angulados	-0,084	0,246	0,045	0,529	0,841	0,000	0,735	0,819	0,000	-0,069	1,193	0,684

Tabla 11. Significación de las medidas de distancia y ángulos respecto a la referencia CMM. La media del error (en mm o °) se asocia con la veracidad y la D.E. con la precisión. Las diferencias significativas se indican en rojo. El valor nulo de  $p$  indica que  $p < 0,001$ .

No hay, entonces, diferencias de exactitud estadísticamente significativas:

- Con escáner PIC® en medidas de distancias en modelo con implantes angulados y en medidas de ángulos en modelo con implantes paralelos.
- Con escáner Trios® en medidas de distancias en modelo con implantes angulados y encía de 0 mm.
- Con escáner Trios® en medidas de ángulos en modelo con implantes angulados y encía de 7 mm.

Para un análisis más completo se ha realizado un análisis de varianza (ANOVA) seguida por un análisis de comparación múltiple de Tukey-Kramer, permitiendo superar la dificultad de calcular medias e intervalos de confianza sobre una agregación simple de datos procedentes de distintas distancias y ángulos.

En los gráficos siguientes (Fig. 86) se presentan como círculos la veracidad y el intervalo de comparación como una línea asociada al círculo.

Donde hay solapamiento entre los **intervalos de comparación**, significa que no hay diferencias estadísticamente significativas entre esos grupos (grupo PIC® como referencia).

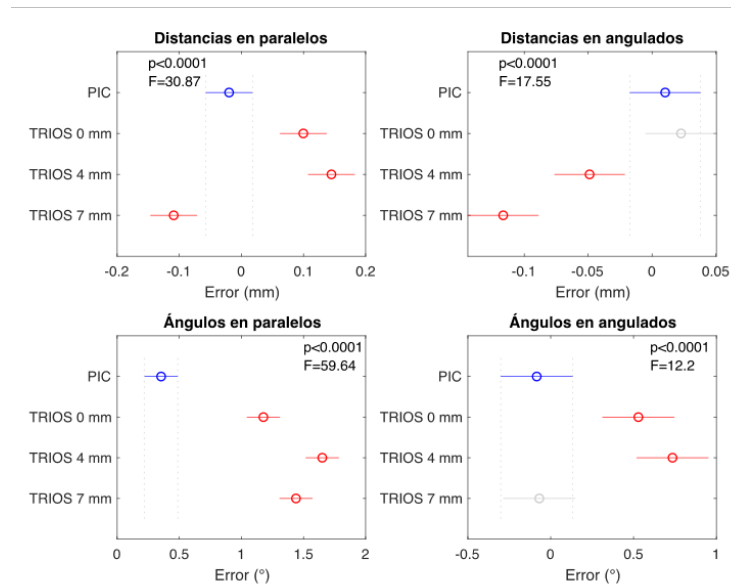


Fig.86 Gráficos de comparación basados en valores críticos de Tukey-Kramer y ANOVA.

Se puede deducir desde los gráficos que:

- En el modelo con implantes paralelos hay solapamiento entre los intervalos de las distancias de los grupos Trios® 0 mm y 4 mm.
- En el modelo con implantes paralelos hay solapamiento entre los intervalos de los errores angulares de los grupos Trios® 0 mm y 7 mm, y entre Trios® 4 mm y 7 mm, sin embargo no entre Trios® 0 mm y 4 mm.
- En el modelo con implantes angulados en los errores de distancias hay solapamiento entre los intervalos del grupo PIC® y del grupo Trios® con encía de 0 mm
- En el modelo con implantes angulados hay solapamiento entre los errores de ángulos entre el grupo PIC® y Trios® con encía de 7 mm y entre Trios® 0 mm y 4 mm.

En estos casos podemos afirmar que los errores son similares entre los grupos citados.

El test ANOVA, además, releva que las comparaciones entre los grupos son estadísticamente significativas ( $p < 0,0001$ ) excluyendo la existencia de diferencias insignificantes entre los mismos.

## 6. DISCUSIÓN

Al analizar los resultados obtenidos en el presente estudio y compararlos con la literatura científica, una de las primeras premisas que debemos considerar es que no existe un acuerdo sobre el valor de clínicamente aceptable de desajuste de una estructura implantosoportada. Si se considera el movimiento de lateral de cada implante de 10-50  $\mu\text{m}$ , entre dos implantes se podría tener una discrepancia de un máximo de 100 $\mu\text{m}$ . Cada implante puede tener una desviación angular de máximo 0,194°(5,111), mientras que en sentido apical puede tener un movimiento de 3-5 $\mu\text{m}$ . (5) Según otro estudio la discrepancia aceptable de una estructura unitaria sobre implante que, sin embargo, resultaba todavía con un correcto ajuste, es de 59  $\mu\text{m}$ . (95) Aunque este valor llevaría a una tolerancia mayor, hemos preferido tomar **100  $\mu\text{m}$  como valor umbral** significativo, de acuerdo también a la revisión de la literatura publicada en el 2017 por Katsoulis. Según este autor una estructura sobre implantes en una arcada completa para ser clínicamente aceptable debería tener una desajuste máximo ente las 50 y la 100  $\mu\text{m}$  (Tabla 12) (2)

<b>Tabla 12 (2)</b>				
<b>Ajuste/desajuste</b>	<b>Antes de atornillar. Dimensión del espacio de la interfase (vertical y horizontal)</b>	<b>Rotación (°) hasta la carga final (+ torque del tornillo) durante el apretamiento de los tornillos</b>	<b>Después apretamiento tornillos</b>	<b>Posible fabricación y aceptación clínica.</b>
<b>Medio</b>	50-100 $\mu\text{m}$		50-100 $\mu\text{m}/\text{m}$	Prótesis completa sobre implantes

En la literatura no se han encontrado estudios que determine el valor umbral de **error angular** clínicamente aceptable. En el 2014 Andriessen propuse, a través de un calculo trigonométrico un valor teorico máximo de 0.194° para cada implante, siendo el valor permitido entre dos implantes de 0,39° (0.194° x 2= 0.39°). Este valor teórico se ha obtenido a partir de un implante de 14.8 mm de longitud y un movimiento lateral máximo de 50  $\mu\text{m}$  (Fig.87). (5)

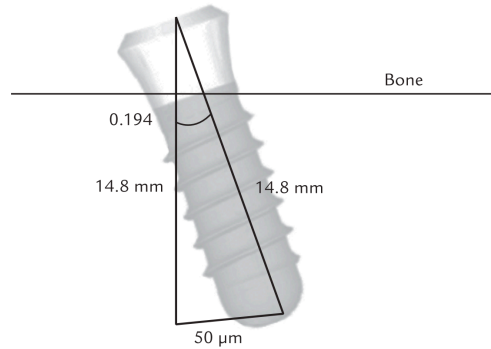


Fig.87 Cálculo trigonométrico del error máximo aceptable basándose en un movimiento máximo lateral a nivel del ápice del implante de 50  $\mu$ m para un implante de 14.8 mm. (5)

Diferentes estudios han analizado la veracidad y precisión utilizando la técnica de superposición de los escaneos y analizando donde ocurriría una desviación respecto al escaneo de referencia. Este método permite presentar los resultados de forma más gráfica a través de **mapas de colores** (Fig 88). (14,25,61,62,84,112)

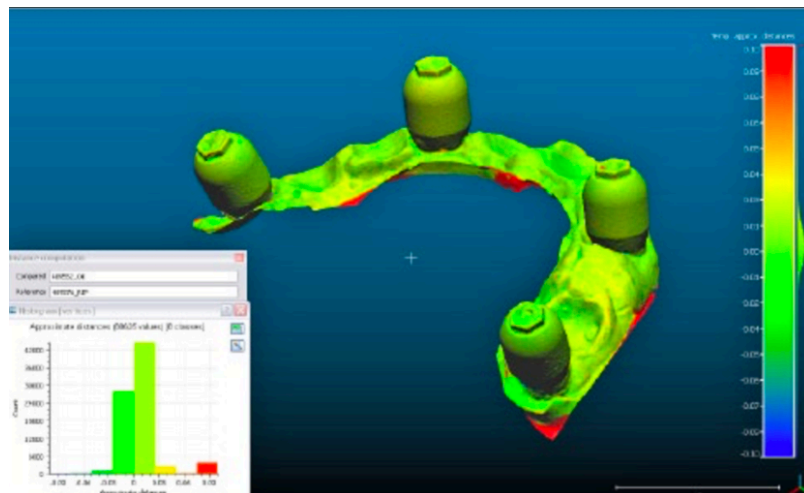


Fig.88 Ejemplo de mapas de colores: el color rojo indica la máxima discrepancia respecto al modelo de referencia mientras que el color verde indica las partes más exactas. (34)

En nuestro caso, dado que necesitábamos establecer un centro de coordenadas en un punto específico para calcular y evaluar el error entre distancias y ángulos, hemos preferido realizar unas mediciones de referencias a través la **CMM**, algo también avalado por anteriores publicaciones científicas. (17)

Uno de los inconvenientes de realizar las mediciones con la CMM directamente a la plataforma del implante es que puede haber una discrepancia respecto a las siguientes mediciones a partir de los escaneos, porque las estructuras realizadas para sacar las coordenadas se han realizado a

partir de la posición de los scan-bodies y se ha visto que pueden tener unas discrepancias de 11-39  $\mu\text{m}$  con el implante. (97)

Sin embargo, las diferentes metodologías, escáneres y softwares utilizadas en los estudios, complican la comparación de los resultados de los estudios previos.

A la vista de los resultados podemos **rechazar** la hipótesis que no hay diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones longitudinales y angulares obtenidas con el escáner intraoral Trios® y la cámara PIC® respecto a las obtenidas por CMM. Esta condición, de hecho, no se cumple en general, excepto por algunas mediciones sueltas, como se ha observado en la sección de los resultados.

En el análisis de comparación de las mediciones entre Trios® y PIC® permite rechazar la hipótesis que no hay diferencias estadísticamente significativas entre la **precisión de los dos sistemas**. De hecho, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,000$ ) en todas las mediciones excepto en las mediciones de distancia en modelo con implantes angulados y encía de 0 mm ( $p = 0,480$ ) y en mediciones angulares en modelo con implantes angulados y encía de 7 mm ( $p = 0,931$ ). Esta diferencia puede ser debida a las diferentes tecnologías de escaneo: la cámara PIC® que se basa sobre la estereofotogrametría ha sido creada solo para la realización de prótesis sobre implantes y con los resultados obtenidos se puede afirmar que es un método más exacto y aconsejable respecto a el escáner intraoral Trios® en el caso de un arcada totalmente edéntula y 6 implantes. (102–108)

En cuanto a la precisión y veracidad entre modelos con diferentes **alturas de encías** para el escáner Trios®, la hipótesis entre las mediciones longitudinales con alturas de encía de 0 y 4 mm en modelo con implantes paralelos no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas, mientras que en las demás mediciones de distancias sí se han encontrado diferencias estadísticamente significativas.

Los errores obtenidos en los modelos con encía a 0 mm (superficie de los scan-bodies totalmente visible) podrían incluso ser debidos a una distancia de captura de imágenes inapropiada. De hecho, esto puede ser un factor que influye en la exactitud de un escaneo. (17) Entre los posibles motivos que influyan en estos resultados podríamos encontrar la dificultad del escáner para captar la superficie del modelo más lejana del cabezal dada la altura de los scan-bodies utilizados (10 mm). Mizumoto y cols. encontraron menores desviación con los scan-bodies de Zimmer Biomet® respecto a los scan-bodies de Atlantis I-Flo®, con una geometría más complicada y más altos. Los autores explican que las diferentes alturas pueden ser la cusa de las mayores discrepancias dado que si el

scan-body esta más cerca al tejido es beneficioso para escáner. Además, una geometría más fácil de escanear acelera el tiempo y la captación por parte del escáner. (79)

Para las mediciones de ángulos la hipótesis se cumple para las mediciones asociadas a las alturas de 0 y 4 mm en modelo con implante angulados junto con las alturas de 4 y 7 mm en modelo con implante paralelos.

Los resultados por lo tanto son parcialmente congruentes con los obtenidos en un estudio *in vitro* por Giménez y cols. sobre un modelo totalmente edéntulo y 6 implantes angulados y paralelos sumergidos a 2 mm y 4 mm, donde el escáner intraoral LAVA *Chairside Oral Scanner*® (3M ESPE®) donde parecía poder detectar una cantidad suficiente de scan-body para un registro exacto. A partir de los resultados obtenidos los autores concluyeron que ni la angulación ni la profundidad de los implantes afectan la exactitud de las impresiones digitales.(52)

Con los mismos modelos y diferentes escáneres (ZFX Intrascan®, Zimmer® y 3D Progress IO Scan®,MHT®) en el 2015 se obtuvieron resultados similares: las impresiones digitales no han sido afectadas por la profundidad de los implantes, sin embargo con un error mayor respecto a los resultados obtenidos en los estudios anteriores (-105,6  $\mu\text{m}$  con ZFX® y 497.4  $\mu\text{m}$  con 3D Progress®).(24)

Los resultados obtenidos en nuestro estudio se contraponen sin embargo a otra investigación de los mismos autores con escáner True Definition (3M ESPE®) donde se vio que hay menor riesgo de error en la posición del implante en la impresión digital, cuando el escáner puede leer la totalidad de la superficie del scan-body. Por esto se aconseja que, en un implante en posición profunda, se utilice un scan-body de mayor altura en la impresión. (89) De hecho, en el caso de los escaneos con Trios®, el grupo implantes paralelos y encía de 7 mm es lo que ha obtenido errores de distancias significativamente menores. Esto va en contra a lo esperado, dado que la superficie de los scan-bodies visible era solo 3 mm para cada uno de ellos. Sin embargo hay que especificar que este valor no es estadísticamente significativo lo que podría ser debido a que se ha obtenido un alto intervalo de confianza, proporcional a las altas variaciones de las mediciones.

Por lo que concierne la **angulación** de los implantes, parece influenciar la precisión y la exactitud de ambos sistemas de escaneos. De hecho, para las medidas de distancias con el grupo PIC® podemos afirmar que hay diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones longitudinales del modelo con implantes angulados y modelo con implantes paralelos ( $p<0,000$ ),



mientras que para el escáner intraoral podemos afirmar que no se rechaza la hipótesis solo para las medidas lineares con Trios® y encía de 7 mm ( $p=0,753$ ).

Los resultados obtenidos son entonces concordantes, al menos parcialmente, con los presentados por estudios previos. De hecho, según una investigación *in vitro* sobre modelo con implantes angulados a 30°, se ha visto que la exactitud del escaneo parecía no ser influenciada por la angulación. (52) En otro estudio sobre modelo con implantes angulados de 10° y 15°, la exactitud tampoco se vio afectada. (74)

En el 2015 Lin y col. realizaron un estudio sobre modelos parcialmente edéntulos y dos implantes con divergencias diferentes (0, 15, 30 y 45 grados), comparando impresión convencional con cubeta abierta y polyvinylsiloxano, y impresión digital con el escáner iTero® (Cadent®). Al final se analizaron 40 modelos en escayola tipo IV y 40 modelos en poliuretano fresados. En los resultados, los autores encontraron diferencias estadísticamente significativas en desviación para cada grado de angulación entre la impresión convencional y la digital, excepto para los implantes angulados a 30°, donde no se han encontrados diferencias. El método convencional no parece ser influenciado por la angulación de los implantes y ha resultado ser más preciso respecto a los modelos fresados a partir de las impresiones digitales. En particular los implantes angulados a 0° y 15°, han obtenido los valores más negativos en la exactitud de los modelos. Los valores indican que con la impresión digital se han obtenidos unos modelos más exactos con los implantes angulados a 30°. (109)

A la vista de estos estudios y de los resultados obtenidos en el presente estudio, podría intuirse que la **angulación** de los implantes parece **afectar poco o no afectar** el escaneo. Incluso podría ser que una mayor angulación facilite la lectura por parte del escáner de los scan-bodies. (57,89,109)

Hay que afirmar pero que los datos presentados en los estudios en comparación con los obtenidos no son del todo comparables debido al hecho que se han utilizado metodologías y escáneres no iguales.

En el modelo con implantes paralelos el error de ángulo es comparable entre el grupo Trios®- encía de 0 mm y Trios®- encía 7mm, así como entre grupo Trios®- encía 4mm y Trios®- encía 7mm.

Al contrario de los errores longitudinales, en el modelo angulado con encía de 7 mm difieren de los demás, mientras que los otros dos grupos (0 y 4 mm) son comparables. Esto puede ser debido a la fase de *best-fit* en Exocad® donde el programa tenía dificultad a realizar el solapamiento completo con el scan-body de la librería probablemente por la superficie visible reducida, como se puede ver en la imagen siguiente (Fig.89).

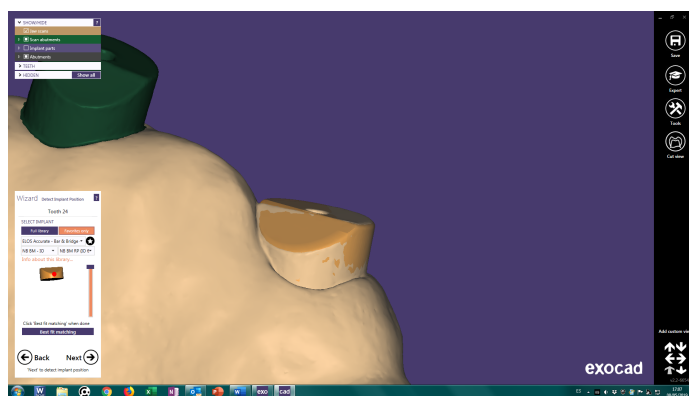


Fig.89 Error de *best-fit* en Exocad® con scan-body en implante en posición 24, modelo con implantes angulados y encía 7 mm.

A la hora de comparar con estudios previos, hay que destacar la **falta de uniformidad** entre las metodologías de los estudios previos que persiguen objetivos similares a los de la presente investigación. En el estudio realizado por Fukazawa en el 2017 sobre dos modelos parcialmente edéntulos y dos implantes en una brecha edéntula, el escáner Trios® ha resultado tener un error de veracidad de 1.0 - 8.1  $\mu\text{m}$  y un error de precisión de 0.6-12 $\mu\text{m}$  cuando los implantes se encontraban entre dos dientes y un error de veracidad de 5.5- 33.5  $\mu\text{m}$  y un error de precisión de 0.7-13.7  $\mu\text{m}$  cuando los implantes se encontraban en un extremo libre. Entre los escáneres analizados en el estudio el escáner Trios® ha sido lo que tenía menor error de veracidad. (17) Estos valores tan desacordes con los obtenidos por nosotros no son pero comparables debido al hecho que el modelo era parcialmente edéntulo.

Según un estudio *in vitro* realizado por Vandeweghe en el 2016, en el cual se compara la exactitud y la precisión diferentes escáneres (Lava C.O.S®, 3M True Definition®, Cerec Omnicam® y Trios® 3Shape®), respecto la toma de impresión digital de un modelo edéntulo con seis implantes, todos excepto el Lava COS han obtenido valores clínicamente aceptables. En cuanto a la veracidad el escáner Trios® ha obtenido un error medio de  $28 \pm 7 \mu\text{m}$ , mientras que la precisión ha sido de  $33 \pm 12 \mu\text{m}$ . (7)

En un estudio sobre 5 modelos totalmente edéntulos y con 4 análogos de implantes, realizado en el 2018 por Pesce, se ha visto que la discrepancia media entre el análogo y la estructura metálica, creada sobre una impresión digital (escáner True Definition®, 3M ESPE®), ha sido  $< 30 \mu\text{m}$ . Entonces, según los autores, con la impresión digital es posible obtener una estructura con el mismo grado de precisión que con el método convencional, sin embargo de una manera más rápida y cómoda. (34)

En una revisión sistemática y metanálisis de Flügge y cols. del 2018 sobre la exactitud de diferentes técnicas de impresión en implantoprótesis, se encontró que la desviación media en un

arcada completamente edéntula con implantes y impresión digital, era de  $51\ \mu\text{m}$  (CI  $28.0 - 74.0\ \mu\text{m}$ ), mientras que en arcada parcialmente edéntula el valor medio fue de  $11.9\ \mu\text{m}$  (CI  $4.1 - 19.9\ \mu\text{m}$ ) y  $0.4^\circ$  (CI  $0.3 - 0.4^\circ$ ). (10)

Los mayores niveles de discrepancia se encontraron en un estudio con implantes paralelos en un cuadrante donde la desviación media linear fue de  $304.0\ \mu\text{m}$  y angular de  $1.6^\circ$  y con implantes angulados en un cuadrante, con desviación linear de  $158.0\ \mu\text{m}$  y angular de  $1.2^\circ$ . (10)

En otros estudios de impresiones sobre implantes de arcada completa, se han encontrado desviaciones lineares entre  $47$  y  $226\ \mu\text{m}$ . (5,113,114)

Una vez más, los valores obtenidos en nuestro estudio (Tabla 13) son **difícilmente comparables** por las diferencias metodológicas (por ejemplo: diferentes modelos, diferentes alturas de encías, diferentes métodos de obtención de coordenadas, diferentes escáneres y softwares).

Magnitud	Implantes	PIC			THOS0 mm			THOS4 mm			THOS7 mm		
		media	D.E	p	media	D.E	p	media	D.E	p	media	D.E	p
Distancias	Paralelos	-0,020	0,032	0,031	0,100	0,292	0,000	0,145	0,404	0,000	-0,109	0,093	0,000
	Angulados	0,010	0,065	0,055	0,023	0,205	0,179	-0,049	0,120	0,000	-0,117	0,280	0,000
Ángulos(°)	Paralelos	0,354	0,280	0,087	1,177	0,474	0,000	1,651	0,745	0,000	1,439	0,474	0,000
	Angulados	-0,084	0,246	0,045	0,529	0,841	0,000	0,735	0,819	0,000	-0,069	1,193	0,684

Tabla 13. Errores de distancias medios obtenidos en los escaneos con Trios®.

La diferencia de resultados entre este estudio, y tanto los *in vivo* sobre diente como los *in vitro*, puede ser debida a los errores de **solapamiento de las imágenes** (*stitching*) producidos por el software del mismo escáner. Estos pueden ser causados por la combinación de varios factores entre lo cuales destacan: la distancia entre los dos implantes, que es mayor respecto a la superficie captada por la cámara del escáner, a la ausencia de puntos fijos de referencia y a la anatomía con pocas variaciones en altura y textura de la mucosa oral. (5)

Todos los estudios son acordes sobre el hecho que cualquier escáner se ha visto ser influenciados por las **distancias entre los implantes**, incrementándose el error con el aumentar de las distancias, debido al fenómeno del *stitching* de las imágenes. (10,14,17,24,25,57,66,89–93)

De hecho es probable que, a una mayor distancia entre implantes (en consecuencia, entre los relativos scan-bodies durante el escaneo) haya una menor presencia de referencias estables, dificultando el escaneo. (7) Se ha visto que a mayor distancia entre los implantes, mayor es el error en la veracidad del escaneo. (17,19) Como consecuencia de ello el empleo de un mayor numero de implantes, con más referencias fijas y una nueva versión del software, los resultados podrían ser diferentes.

En escaneos de arcadas completas sobre dientes se han encontrados discrepancias de hasta  $170\text{ }\mu\text{m}$ , mientras que en arcadas edéntulas sobre implantes se han encontrado desviaciones lineares mayores de  $170\text{ }\mu\text{m}$  y angulares mayores de  $0.5^\circ$ . (58,79)

Estos resultados son comparables con los resultados obtenidos en nuestro estudio. De hecho, al crecer del recorrido del escaneado y de la distancia entres implantes, los errores angulares y lineares aumentan (Fig.90).

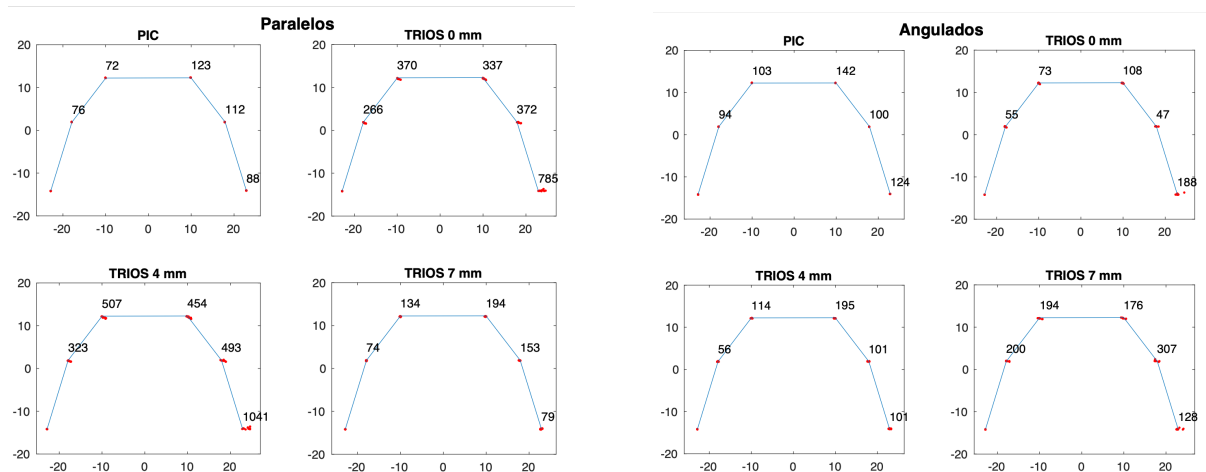


Fig.90 Diagramas de dispersión para implantes **paralelos** y **angulados** (valores obtenidos a partir de la diferencia de la media de las medidas y la referencia).

Este hecho es claramente visible en los diagramas de dispersión de arriba (Fig.90): el implante en posición 16 tiene todos los puntos centrados, dado que se ha tomado como valor de referencia, sin embargo al crecer la distancia desde él, la dispersión de los puntos aumenta, sobretudo a nivel del implante en el 26.

Un resultado similar se ha obtenido en un estudio con diferente metodología en pacientes sobre dientes para comparar diferentes escáneres intraorales y impresiones convencionales. En general las impresiones digitales empiezan a deformar a partir de la parte distal de la región anterior de la arcada dentaria (Fig.91). En particular el escáner Trios® ha obtenido una desviación a través de la región distal de la arcada que, sin embargo, no ha superado las  $100\text{ }\mu\text{m}$ . Además, todos los sistemas digitales han obtenido desviaciones mayores respecto a las impresiones convencionales tomadas con materiales a base de silicona de adición de alta precisión, pero menores respecto a las tomadas con alginato. (72)

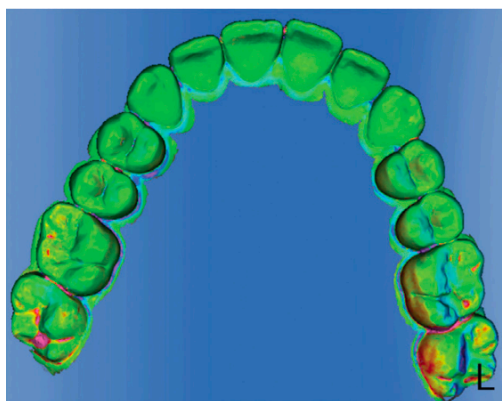


Fig.91 Desviación en la precisión en parte distal de la arcada en escaneo con Trios®. (72)

Para obviar este problema en la literatura se han propuesto varias técnicas para aumentar el numero de referencias para el escáner cambiando la superficie edéntula. (24,35,115)

Kim Jong-Eun et col. en el 2016 hicieron un estudio *in vitro* donde comparaban los escaneados de dos modelos con una brecha edéntula de tres dientes. En un modelo posicionaron en mitad de la cresta de la brecha una **referencia artificial** (4 x 3 mm) de alumina (Dio Implant Co®). Sucesivamente escanearon los modelos con los escáneres CS3500® (Carestream®), Cerec Omnicam® (Sirona®) y Trios® (3Shape®). En los resultados no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la exactitud media de los escaneados, con o sin la referencia artificial. Si se ha visto, sin embargo, un aumento por parte de los tres escáneres en la precisión del escaneo ( $p < .05$ ). Entonces los autores concluyeron que el empleo de una referencia artificial podría mejorar el escaneado por parte de un escáner intraoral. En el estudio, sin embargo, no se ha tenido en cuenta de factores como la saliva, la movilidad de la lengua y de los tejidos blandos alrededor que pueden crear imágenes erróneas durante el escaneo. (35)

En el 2019 Mizumoto y cols. propusieron diferentes técnicas para **aumentar las referencias** como con perlas de vidrio, marcas con pasta indicadora de presión y ferulización de los scan-bodies con seda (Fig.92). Los distintos métodos obtuvieron niveles similares de discrepancias. Al revés de lo esperado, la ferulización con seda ha obtenido el mayor grado de desviación respecto al modelo de referencia.

Los mismos autores, sin embargo, admiten que el hilo cubriendo la región de escaneo del scan-body hubiera podido influenciar en la correcta detección por parte del escáner. (79)



Fig.92 Ferulización con seda propuesta por Mizumoto y cols. en 2019. (79)

Si analizamos los valores de las **desviaciones angulares** obtenidas, como se puede observar en la tabla siguiente (Tabla 14), y tomando como valor angular umbral  $0,40^\circ$ , en nuestro estudio se han obtenido errores medios iguales o menores solo para el sistema PIC® (tanto en modelo con implantes angulados como en modelo con implantes paralelos) y para los escaneos con Trios® en modelo con implantes angulados y encía de 7 mm. En ambos casos en modelo con implantes angulados las diferencias no han sido estadísticamente significativas.

Magnitud	Implantes	PIC			TRIOS0 mm			TRIOS4 mm			TRIOS7 mm		
		media	D.E	p	media	D.E	p	media	D.E	p	media	D.E	p
Distancias	Paralelos	-0,020	0,032	0,031	0,100	0,292	0,000	0,145	0,404	0,000	-0,109	0,093	0,000
	Angulados	0,010	0,065	0,055	0,023	0,205	0,179	-0,049	0,120	0,000	-0,117	0,280	0,000
Ángulos(°)	Paralelos	0,354	0,280	0,087	0,474	0,474	0,000	1,651	0,745	0,000	1,439	0,474	0,000
	Angulados	-0,084	0,246	0,045	0,529	0,841	0,000	0,735	0,819	0,000	-0,069	1,193	0,684

Tabla 14. Errores angulares medios obtenidos. Se marcan con un círculo rojo los valores  $\leq 0.40^\circ$  y con una flecha roja los valores de  $p$  no estadísticamente significativas.

Se si consideran los valores de los errores medios obtenidos hay que considerar que siempre están relacionados a una **desviación estándar**. De hecho, también el error medio podría estar dentro de los límites aceptables y las desviaciones, sobre todo con el sistema Trios® son grandes, llegando hasta valores no clínicamente aceptables. Mientras que para el sistema PIC® se han obtenidos errores medio con desviaciones lineares y angulares dentro del valor considerado como umbral por lo que se puede validar su empleo clínico en la toma de impresión en una arcada edéntula con 6 implantes, paralelos o angulados. Por lo que concierne el escáner intraroal no se puede excluir del todo su empleo porque tiene desviaciones muy grandes, entonces el valor de error global podría estar dentro los límites aceptables. Por ejemplo, en el caso de implantes paralelos y encía de 4 mm el error medio es

de 145  $\mu\text{m}$  sin embargo la desviación es de 404  $\mu\text{m}$ , entonces el escáner podría tener un error de 0  $\mu\text{m}$  como de 549  $\mu\text{m}$ .

Continuando con el análisis de factores que puedan influir en la exactitud de los registros, en la literatura se encuentran resultados controvertidos respecto a **habilidad y experiencia del operador**. En nuestro estudio para reducir los posibles sesgos ha habido un solo operador (A.S.) que ha realizado la totalidad de los escaneos y se había sometido a un entrenamiento previo, por lo que esta variable ha sido estandarizada por completo.

Hay que destacar el hecho que el sistema PIC® no precisa de una estrategia de escaneado, por lo que parece más independiente del operador. Por lo que concierne la experiencia del operador y los escáneres intraorales en la literatura hay datos contrastables. Algunos estudios no hallan diferencias de error entre operadores con entrenamiento y sin él. (17) Parece influir más la manera de utilizar el escáner, más que la experiencia. (24,52,57,64,89,91)

En el estudio de Amin y col. sobre modelo, la falta de experiencia del operador no parece haber influenciado los resultados. (86)

En otro estudio publicado por Ciocca y cols. en el 2018, sobre modelo mandibular totalmente edéntulo y 6 implantes los autores afirman que no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas ( $p=0.31$ ) entre dos operadores con experiencia y dos sin experiencia en cuanto a exactitud del escaneo. (19)

La **conexión y desconexión** de los scan-bodies desde el modelo no se cree puedan haber influido sobre los resultados, de hecho en un estudio sobre modelo no se ha encontrado diferencias de precisión en el escaneo respecto a los scan-bodies sin separación. Además, al variar la posición de los scan-bodies, no se ha observado una variación significativa. (76)

Algunos estudios utilizan scan-bodies no comercializados, realizados a medida. En nuestro caso hemos preferido optar por scan-bodies de la marca Elos Medtech AB®, ya utilizados en estudios anteriores. (80,116–118)

La **limitación** principal de este estudio es la realización sobre modelo *in vitro*, de hecho, un estudio *in vivo* puede dar origen a mayores errores que un estudio *in vitro* porque hay variables que se han eliminado en un estudio extraoral, como la movilidad de la mucosa, de la lengua, saliva o la necesidad de utilizar polvo. (5,64,65,119) En un estudio sobre pacientes y arcadas completas con diferentes escáneres, entre ellos el escáner Trios®, los autores encontraron mayores desviaciones respecto a los estudios *in vitro*, teniendo todos los escáneres menor precisión. (72) De hecho se ha

visto que en un estudio que comparaba las desviaciones de los escaneos entre intraorales y extraorales, se encontró que el método *in vivo* puede tener el doble ( $50\mu\text{m}$ ) de error, respecto a el escaneado *in vitro*, probablemente por la humedad, los movimientos del paciente y los espacios orales limitados.(65) Además la forma de la mucosa puede cambiar durante el escaneado, dificultando el procesado de las imágenes. (7)

En una investigación realizada sobre 25 pacientes, con dos implantes a nivel anterior mandibular, Andriessen y col. encontraron que solo en un caso el escaneado (realizado con el escáner iTero® y scan-bodies Regular NEck® Straumann) resultaba dar un error en distancias horizontal y angulación aceptable para la creación de una estructura con ajuste pasivo ( $<100\mu\text{m}$  y  $<0,4^\circ$  respectivamente respecto al escaneo extraoral). (5)

Para estudiar los sistemas de escaneos *in vitro* pero con un entorno similar a la cavidad bucal, en el 2018 Park y cols. propusieron un simulador intraoral con humedad, temperatura e iluminación. Para el estudio se empleó un modelo con tres implantes y preparaciones para prótesis fija. Se crearon dos grupos con diferentes niveles de humedad, temperatura y iluminación. Los autores concluyeron afirmando que las diferencias en las condiciones no influyen sobre el escáner Trios® de manera estadísticamente significativa, entonces los que causan las diferencias de resultados entre estudios *in vitro* y *in vivo* podrían ser los movimientos del paciente y los espacios limitados. (32)

Además, la colocación de los scan-bodies en un modelo se ha demostrado generar menos errores de posicionamiento respecto a si son usados en boca. (97) También el empleo de un escáner que no necesita polvo ayuda a reducir las desviaciones, dado que pueden crear capas entre  $10$  y  $100\mu\text{m}$  que podrían influenciar sobre la exactitud. (120)

Otro factor es que no se ha tenido en cuenta los posibles errores de los escaneos de **rotación** alrededor del propio eje del implante. Este factor no ha sido considerado relevante dado que una estructura sobre seis implantes se suele realizar estructuras con conexiones rotatorias, a diferencia de los tratamientos en unitarios.

Criticable es también la **secuencia de escaneado** que se ha realizado. De hecho, otros estudios sobre modelo edéntulo y implantes han utilizado otra técnica de escaneado (Fig.94), que podría llevar a diferentes resultados de exactitud. Cabe destacar que una de las líneas de investigación a seguir prevee realizar las mismas mediciones a partir de escaneos con diferentes estrategias. (52)



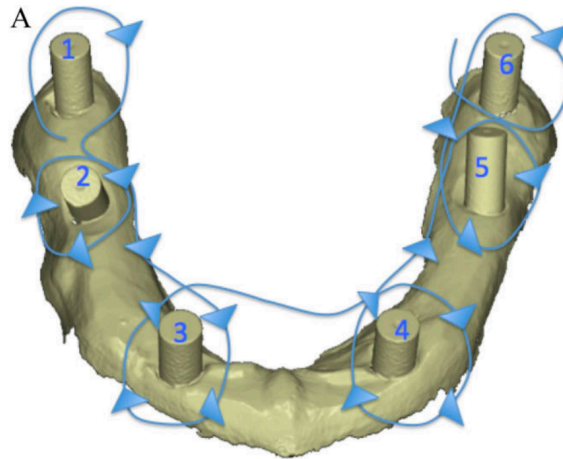


Fig.94 Secuencia de escaneado realizada por Giménez y cols. (52)

A partir de los resultados obtenidos es difícil poder estandarizar unas conclusiones, dados los numerosos factores que influyen en las impresiones digitales. Además, la continua evolución de estos sistemas y de la tecnología hace que los resultados de los estudios sean obsoletos en cuanto salga al mercado un nuevo modelo.

A la vista de las mediciones parece **aconsejable** el empleo del **sistema PIC®** en caso de arcadas totalmente edéntulas con 6 implantes, dada la exactitud demostrada dentro de los valores clínicamente aceptables. Por lo que concierne el escáner intraoral Trios® no hay que excluir su utilización, pero hay grandes fluctuaciones en su precisión entre un escaneo y otro que podrían comprometer el resultado protésico final.

Por último, cabe destacar que se necesitan más estudios *in vivo* en futuro para profundizar las limitaciones de los escáneres intraorales.



## **7. CONCLUSIONES**

Con las limitaciones del presente estudio se pueden presentar las siguientes conclusiones:

- Las mediciones realizadas con CMM, sistema por estereofotogrametría PIC® y escáner intraoral Trios® presentan diferencias significativas en cuanto a veracidad, precisión y, de consecuencia, exactitud.
- Las mediciones realizadas con PIC® son más veraces en líneas generales que las realizadas con Trios®.
- La angulación de los implantes es un factor que parece influir en la precisión de los escaneos realizados tanto con PIC® como con Trios®.
- La altura de encía y la consecuente cantidad de superficie visible de scan-body podría afectar la precisión de los escaneados realizados con el escáner intraoral Trios®.



## 8. BIBLIOGRAFIA

1. Gallucci G, Benic G, Eckert S, Papaspyridakos P, Schimmel M, Schrott A, et al. Consensus Statements and Clinical Recommendations for Implant Loading Protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2014 Jan;29(Supplement):287–90. Available from: [http://www.quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2\\_id=1220&article\\_id=13469&article=19&title=Consensus Statements and Clinical Recommendations for Implant Loading Protocols#.VADIBkuRNZg](http://www.quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1220&article_id=13469&article=19&title=Consensus Statements and Clinical Recommendations for Implant Loading Protocols#.VADIBkuRNZg)
2. Katsoulis J, Takeichi T, Sol Gaviria A, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol* [Internet]. 2017;10 Suppl 1(October):121–38. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28944373>
3. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR, Kan JYK, et al. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1999 Jan;81(1):7–13. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391399702295>
4. Sahin S, Çehreli MC. The Significance Of Passive Framework Fit In Implant Prosthodontics: Current Status. *Implant Dent* [Internet]. 2001 Jun;10(2):85–92. Available from: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00008505-200104000-00003>
5. Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014 Mar;111(3):186–94. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.07.010>
6. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant supported prostheses in the edentulous jaw. Vol. 6, *Clinical Oral Implants Research*. 1995. p. 172–80.
7. Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(6):648–53.
8. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1983 Sep;50(3):399–410. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4152010&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
9. Karl M, Rösch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. *Implant Dent*. 2005;14(2):157–65.
10. Flügge T, van der Meer WJ, Gonzalez BG, Vach K, Wismeijer D, Wang P. The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2018 Oct;29:374–92. Available

from: <http://doi.wiley.com/10.1111/clr.13273>

11. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(3):270–6.
12. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2000;15(2):209–18. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10795453>
13. Smedberg J-I, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz P-O. On the influence of superstructure connection on implant preload: A methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 1996 Mar;7(1):55–63. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.1996.070107.x>
14. Meer WJ Van Der, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of Intra-Oral Dental Scanners in the Digital Workflow of Implantology. 2012;7(8):1–8.
15. Papaspyridakos P, Chen C-J, Gallucci G, Doukoudakis A, Weber H-P, Chronopoulos V. Accuracy of Implant Impressions for Partially and Completely Edentulous Patients: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2014;29(4):836–45. Available from: [http://www.quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2\\_id=1244&article\\_id=14584&article=9&title=Accuracy of Implant Impressions for Partially and Completely Edentulous Patients: A Systematic Review#.U\\_9BX0uRNZg](http://www.quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1244&article_id=14584&article=9&title=Accuracy of Implant Impressions for Partially and Completely Edentulous Patients: A Systematic Review#.U_9BX0uRNZg)
16. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2010;25(3):506–15. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20556249>
17. Fukazawa S, Odaira C, Kondo H. Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2017;61(4):450–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2017.01.005>
18. Wood MR, Vermilyea SG. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2004;92(5):447–62.
19. Ciocca L, Meneghello R, Monaco C, Savio G, Scheda L, Gatto MR, et al. In vitro assessment of the accuracy of digital impressions prepared using a single system for full-arch restorations on implants. *Int J Comput Assist Radiol Surg* [Internet]. 2018;13(7):1097–108. Available from: <https://doi.org/10.1007/s11548-018-1719-5>

20. Papaspyridakos P, Hirayama H, Chen C-J, Ho C-H, Chronopoulos V, Weber H-P. Full-arch implant fixed prostheses: a comparative study on the effect of connection type and impression technique on accuracy of fit. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2016 Sep;27(9):1099–105. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/clr.12695>
21. Karl M, Graef F, Schubinski P, Taylor T. Effect of intraoral scanning on the passivity of fit of implant-supported fixed dental prostheses. *Quintessence Int* [Internet]. 2012;43(7):555–62. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22670250>
22. Papaspyridakos P, Chen C-J, Chuang S-K, Weber H-P, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2012;27(1):102–10. Available from: <http://eutils.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/eutils/elink.fcgi?dbfrom=pubmed&id=22299086&retmode=ref&cmd=prlinks%5Cnpapers2://publication/uuid/E740C93B-1961-4C10-AD14-DBDB704748E5>
23. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz PO. On the influence of superstructure connection on implant preload: A methodological and clinical study. Vol. 7, *Clinical Oral Implants Research*. 1996. p. 55–63.
24. Giménez B, Pradíes G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of Two Digital Implant Impression Systems Based on Confocal Microscopy with Variations in Customized Software and Clinical Parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2015 Jan;30(1):56–64. Available from: [http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2\\_id=1276&article\\_id=15002&article=7&title=Accuracy of Two Digital Implant Impression Systems Based on Confocal Microscopy with Variations in Customized Software and Clinical Parameters#.V-lqQYWhxz8](http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1276&article_id=15002&article=7&title=Accuracy of Two Digital Implant Impression Systems Based on Confocal Microscopy with Variations in Customized Software and Clinical Parameters#.V-lqQYWhxz8)
25. Patzelt SBM, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2014 Jul 17;18(6):1687–94. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24240949>
26. Duret F, Blouin J-L, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1988;117(November):715–20.
27. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Lasers Eng* [Internet]. 2014;54:203–21. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.017>
28. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Elathamna E, Lin W, Morton D. The Influence of Digital Fabrication Options on the Accuracy of Dental Implant–Based Single Units and Complete-Arch Frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2014;29(6):1281–8. Available

from: [http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2\\_id=1263&article\\_id=14741](http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1263&article_id=14741)

29. Ting-shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont*. 2015;24(4):313–21.
30. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry : a review of the current literature. 2017;1–11.
31. Logozzo S, Franceschini G, Kilpelä A, Caponi M, Governi L, Blois L. A Comparative Analysis Of Intraoral 3d Digital Scanners For Restorative Dentistry. *Internet J Med Technol*. 2012;5(1):1–18.
32. Park H-N, Lim Y-J, Yi W-J, Han J-S, Lee S-P. A comparison of the accuracy of intraoral scanners using an intraoral environment simulator. *J Adv Prosthodont*. 2018;10(1):58.
33. Lin WS, Metz MJ, Pollini A, Ntounis A, Morton D. Digital data acquisition for a CAD/CAM-fabricated titanium framework and zirconium oxide restorations for an implant-supported fixed complete dental prosthesis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;112(6):1324–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.06.012>
34. Pesce P, Pera F, Setti P, Menini M. Precision and Accuracy of a Digital Impression Scanner in Full-Arch Implant Rehabilitation. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2018;31(2):171–5. Available from:  
[http://quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?iss2\\_id=1517&article\\_id=18219](http://quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?iss2_id=1517&article_id=18219)
35. Kim JE, Amelya A, Shin Y, Shim JS. Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *J Prosthet Dent*. 2017;117(6):755–61.
36. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: Evaluation of patients’ perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health* [Internet]. 2014;14(1):1–7. Available from: BMC Oral Health
37. Gallardo YR, Bohner L, Tortamano P, Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N. Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018;119(2):214–9. Available from:  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.07.007>
38. Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, Reijers HA. Patients’ preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2014 Oct;25(10):1113–8. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/clr.12234>
39. Joda T, Brägger U. Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2016



Dec;27(12):e185–9. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/clr.12600>

40. Kattadiyil MT, Mursic Z, Alrumaih H, Goodacre CJ. Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;112(3):444–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.03.022>
41. Rodriguez JM, Bartlett DW. The dimensional stability of impression materials and its effect on in vitro tooth wear studies. *Dent Mater* [Internet]. 2011 Mar;27(3):253–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.010>
42. Furze D, Byrne A, Donos N, Mardas N. Clinical and esthetic outcomes of single-tooth implants in the anterior maxilla. *Quintessence Int* (Berlin, Ger 1985) TA - TT -. 2012;43(2):127–34.
43. Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2015 Jun;26(6):715–9. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/clr.12375>
44. Christensen GJ. Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc* [Internet]. 2008;139(6):761–3. Available from: <http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.2008.0258>
45. Mühlemann S, Kraus RD, Hämmerle CHF, Thoma DS. Is the use of digital technologies for the fabrication of implant-supported reconstructions more efficient and/or more effective than conventional techniques: A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29(May):184–95.
46. Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: Influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont* [Internet]. 2002 Jun;11(2):98–108. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1053/jopr.2002.125192>
47. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2013 Jan;24(1):111–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22353208>
48. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* [Internet]. 2008 May 10;204(9):505–11. Available from: <http://www.nature.com/articles/sj.bdj.2008.350>
49. Zimmer S, Göhlich O, Rüttermann S, Lang H, Raab WH-M, Barthel CR. Long-term Survival of Cerec Restorations: A 10-year Study. *Oper Dent* [Internet]. 2008;33(5):484–7. Available from: <http://www.jopdentonline.org/doi/abs/10.2341/07-142>
50. Koch GK, Gallucci GO, Lee SJ. Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to

- the digitally milled cast. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016;115(6):749–54. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.004>
51. Patzelt SBM, Bishti S, Stampf S, Att W. Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *J Am Dent Assoc*. 2014;145(11):1133–40.
  52. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17(S1):e54–64.
  53. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng IJ, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016;116(2):184-190.e12. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.017>
  54. de França DGB, Morais MHST, das Neves FD, Barbosa GAS. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2015 Jan;113(1):22–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.010>
  55. Abduo J. Fit of CAD/CAM Implant Frameworks: A Comprehensive Review. *J Oral Implantol* [Internet]. 2012 Sep 25;XL:141208072802005. Available from: <http://www.joionline.org/doi/abs/10.1563/AAID-JOI-D-12-00117.1>
  56. Kapos T, Evans C. CAD/CAM Technology for Implant Abutments, Crowns, and Superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(Supplement):117–36.
  57. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: Effect of clinically relevant parameters. *Implant Dent*. 2015;24(5):498–504.
  58. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2013;109(2):121–8. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60028-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60028-1)
  59. Christensen GJ. Impressions Are Changing. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 2009 Oct;140(10):1301–4. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002817714645682>
  60. IGen. No Title [Internet]. [cited 2019 Jun 10]. Available from: <http://2017.igem.org/Team:Aachen/Hardware>
  61. Patzelt SBM, Vonau S, Stampf S, Att W. Assessing the feasibility and accuracy of digitizing

- edentulous jaws. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 2013 Aug;144(8):914–20. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002817714605110>
62. Svanborg P, Skjerven H, Carlsson P, Eliasson A, Karlsson S, Örtorp A. Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions. *Int J Dent*. 2014;2014.
  63. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo É, Stimmelmayer M, Vieira LCC, et al. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig*. 2014;18(2):515–23.
  64. Zimmermann M, Koller C, Rumetsch M, Ender A, Mehl A. Precision of guided scanning procedures for full-arch digital impressions in vivo Präzision von Guided-Scanning-Verfahren bei digitalen Gesamtkieferabformungen in vivo. *J Orofac Orthop / Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2017;78(6):466–71.
  65. Flügge T V., Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2013 Sep;144(3):471–8. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0889540613005714>
  66. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*. 2015;46(1):9–17.
  67. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2013;110(6):447-454.e10. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.08.003>
  68. SHIM JS, LEE JS, LEE JY, CHOI YJ, SHIN SW, RYU JJ. Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *J Appl Oral Sci* [Internet]. 2015 Oct;23(5):515–22. Available from: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1678-77572015000500515&lng=en&tlng=en](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572015000500515&lng=en&tlng=en)
  69. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;112(4):909–13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.020>
  70. Fransson B, Øilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater*. 1985;1(5):197–9.
  71. Ercoli C, Geminiani A, Feng C, Lee H. The Influence of Verification Jig on Framework Fit for Nonsegmented Fixed Implant-Supported. :188–95.
  72. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining

- complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016 Mar;115(3):313–20. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.011>
73. Marghalani A, Weber H, Finkelman M, Kudara Y, El Rafie K, Papaspyridakos P. Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018 Apr;119(4):574–9. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391317304924>
  74. Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: Accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2015;27(4):465–72.
  75. Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater* [Internet]. 2011;27(12):1273–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.09.006>
  76. Flügge T, Att W, Metzger M, Nelson K. A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach. *J Prosthodont* [Internet]. 2017 Jan;26(1):34–41. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/jopr.12362>
  77. Rudolph H, Salmen H, Moldan M, Kuhn K, Sichwardt V, Wöstmann B, et al. Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *J Appl Oral Sci*. 2016;24(1):85–94.
  78. Güth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*. 2013;17(4):1201–8.
  79. Mizumoto RM, Yilmaz B, McGlumphy EA, Seidt J, Johnston WM. Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2019;1–9. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.01.003>
  80. Mizumoto RM, Yilmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018 Sep;120(3):343–52. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.10.029>
  81. Joda T, Wittneben JG, Brägger U. Digital implant impressions with the “Individualized Scanbody Technique” for emergence profile support. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(3):395–7.
  82. Karl M, Palarie V. Variables Affecting the Accuracy of Implant Master Casts: An In Vitro Pilot Study. *J Dent Surg*. 2014;2014:1–6.
  83. Ahlholm P, Sipila K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital Versus Conventional

Impressions in Fixed Prosthodontics : A Review. 2016;1–7.

84. Marghalani A, Weber HP, Finkelman M, Kudara Y, El Rafie K, Papaspyridakos P. Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):574–9.
85. Lin W, Harris BT, Zandinejad A, Morton D. Use of digital data acquisition and CAD / CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;111(1):1–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.04.010>
86. Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2016 Nov;28(11):1360–7. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/clr.12994>
87. Güth J-F, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2017;21(5):1445–55. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27406138>
88. Di Fiore A, Meneghello R, Graiff L, Savio G, Vigolo P, Monaco C, et al. Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2019;2–9. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.04.002>
89. Gimenez-Gonzalez B, Hassan B, Özcan M, Pradíes G. An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla. *J Prosthodont*. 2017;26(8):650–5.
90. Vecsei B, Joós-Kovács G, Borbély J, Hermann P. Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems – An in vitro study. *J Prosthodont Res*. 2017;61(2):177–84.
91. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Parallel Confocal Laser Technology for Implants with Consideration of Operator Experience and Implant Angulation and Depth. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2014;29(4):853–62. Available from: [http://www.quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2\\_id=1244&article\\_id=14586&article=11&title=Accuracy of a Digital Impression System Based on Parallel Confocal Laser Technology for Implants with Consideration of Operator Experience and Implant Angulat](http://www.quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1244&article_id=14586&article=11&title=Accuracy of a Digital Impression System Based on Parallel Confocal Laser Technology for Implants with Consideration of Operator Experience and Implant Angulat)
92. Flügge T, Att W, Metzger M, Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2016;29(3):277–83. Available from:

- [http://quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?iss2\\_id=1377&article\\_id=16299&article=15&title=Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners#.WLRk2fOhxz8](http://quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?iss2_id=1377&article_id=16299&article=15&title=Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners#.WLRk2fOhxz8)
93. Rhee Y-K, Huh Y-H, Cho L-R, Park C-J. Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2015;7(6):460. Available from:  
<https://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4047/jap.2015.7.6.460>
  94. Holst S, Persson A, Wichmann M, Karl M. Digitizing implant position locators on master casts: comparison of a noncontact scanner and a contact-probe scanner. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2012;27(1):29–35. Available from:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22299075>
  95. Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: An optical scanning study. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(6):676–81.
  96. Müller P, Ender A, Joda T. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. 2016;47(4):343–9.
  97. Stimmelmayer M, Güth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Beuer F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit-an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2012;16(3):851–6.
  98. Nedelcu RG, Persson ASK. Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: An in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;112(6):1461–71. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.027>
  99. Örtorp A, Jemt T, Bäck T. Photogrammetry and conventional impressions for recording implant positions: A comparative laboratory study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(1):43–50.
  100. Bergin JM, Rubenstein JE, Mancini L, Brudvik JS, Raigrodski AJ. An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2013 Oct;110(4):243–51. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60370-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60370-4)
  101. Rivara F, Lumetti S, Calciolari E, Toffoli A, Forlani G, Manfredi E. Photogrammetric method to measure the discrepancy between clinical and software-designed positions of implants. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016 Jun;115(6):703–11. Available from:  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.10.017>
  102. Pradíes G, Ferreiroa A, Özcan M, Giménez B, Martínez-Rus F. Using stereophotogrammetric technology for obtaining intraoral digital impressions of implants. *J*

Am Dent Assoc. 2014;145(4):338–44.

103. Sánchez-Monescillo A, Sánchez-Turrión A, Vellon-Domarco E, Salinas-Goodier C, Prados-Frutos J. Photogrammetry Impression Technique: A Case History Report. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2016 Jan;29(1):71–3. Available from: [http://quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?iss2\\_id=1348&article\\_id=15903&article=14&title=Photogrammetry Impression Technique: A Case History Report#.V-Q2c4Whxz8](http://quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?iss2_id=1348&article_id=15903&article=14&title=Photogrammetry Impression Technique: A Case History Report#.V-Q2c4Whxz8)
104. Penarrocha D, Oltra, Agustin R, Panadero, Pradies G, Gomar S, Vercher, Penarrocha M, Diago. Maxillary Full-Arch Immediately Loaded Implant-Supported Fixed Prosthesis Designed and Produced by Photogrammetry and Digital Printing: A Clinical Report. *J Prosthodont Complex Restorations*. 2016;241–9.
105. Agustín-Panadero R, Peñarrocha-Oltra D. Stereophotogrammetry for Recording the Position of. 2015;28(6):631–6.
106. Peñarrocha-Diago M, Balaguer-Martí JC, Peñarrocha-Oltra D, Balaguer-Martínez JF, Peñarrocha-Diago M, Agustín-Panadero R. A combined digital and stereophotogrammetric technique for rehabilitation with immediate loading of complete-arch, implant-supported prostheses: A randomized controlled pilot clinical trial. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2017;118(5):596–603. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.015>
107. Suarez M, Paisal I, Rodriguez-Alonso V, Lopez-Suarez C. Combined Stereophotogrammetry and Laser-Sintered, Computer-Aided Milling Framework for an Implant-Supported Mandibular Prosthesis: A Case History Report. *Int J Prosthodont*. 2017;60–2.
108. Gómez-Polo M, Gómez-Polo C, del Río J, Ortega R. Stereophotogrammetric impression making for polyoxymethylene, milled immediate partial fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018;119(4):506–10. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.029>
109. Lin W, Harris DDSBT, Elathamna DMDEN, Abdel-azim T, Morton DDS. Implant-Level Impressions : An In Vitro Comparative Study. 2015;30(1).
110. Abduo J, Jyons K, Bennani V, Waddell N SM. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2011;24(3):207–20.
111. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(1):26–35.
112. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent* [Internet]. 2019;22(1):11–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30848250>

113. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2017;17(1):1–13.
114. Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsk E, Mangano C. Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study. *PLoS One*. 2016;11(9):1–18.
115. Lee JH. Improved digital impressions of edentulous areas. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2017;117(3):448–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.08.019>
116. Papaspyridakos P, Chen Y wei, Gonzalez-Gusmao I, Att W. Complete digital workflow in prosthesis prototype fabrication for complete-arch implant rehabilitation: A technique. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2019;1–4. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.02.004>
117. Monaco C, Ragazzini N, Scheda L, Evangelisti E. A fully digital approach to replicate functional and aesthetic parameters in implant-supported full-arch rehabilitation. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2018 Jul;62(3):383–5. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1883195817301147>
118. Nedelcu R, Olsson P, Nyström I, Rydén J, Thor A. Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J Dent* [Internet]. 2018;69(November 2017):110–8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.12.006>
119. Dehurtevent M, Robberecht L, Béhin P. Influence of dentist experience with scan spray systems used in direct CAD/CAM impressions. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2015;113(1):17–21. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.006>
120. Stimmelmayer M, Güth J. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit — an in vitro study. 2012;851–6.



## 9. ANEXOS



### CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN Certificate of calibration

Número : 0140/2016  
Number

Página 1 de 4 y dos anexos

Hexagon Metrology S.A.  
Parc Tecnològic del Vallès  
C/Sabaters, 5  
08290 CERDANYOLA  
(Barcelona) España  
Tel. + 34 93 5946922 - Fax. + 34 93 5946923  
E-mail: laboratorio.calibracion@hexagon.com



**HEXAGON**  
MANUFACTURING INTELLIGENCE

**OBJETO:** Maquina de medición por coordenadas  
*Instrument*

**MARCA:** HEXAGON  
*Manufacturer*

**MODELO:** GLOBAL EVO 9-15-8  
*Model*

**IDENTIFICACIÓN:** 906  
*Identification*

**SOLICITANTE:** DITECMA  
*Applicant* C.Pitagoras,7 Planta Baja  
28906 - GETAFE  
MADRID - España

**FECHAS DE CALIBRACIÓN :**  
*Dates of calibration*

**INICIO:** 22/04/2016  
*Start date*

**FINAL :** 27/04/2016  
*End date*

**Fecha de emisión:** miércoles, 27 de abril de 2016  
*Date of issue*

**Signatario/s autorizado/s:**  
*Authorized signatory/ies*

Javier Muñoz

Responsable de laboratorio.

Este certificado se expide de acuerdo con las condiciones de la acreditación concedida por ENAC , que ha comprobado las capacidades de medida del laboratorio y su trazabilidad a patrones nacionales e internacionales.

Este certificado no podrá ser reproducido parcialmente sin la aprobación por escrito del laboratorio que lo emite.

ENAC es firmante del Acuerdo Multilateral de la EA/IAF/ILAC en materia de calibración.

*This certificate is issued in accordance with the conditions of accreditation granted by ENAC which has assessed the measurement capability of the laboratory and its traceability to national and international standards.*

*This certificate can't be partially reproduced without write autorisation of issuing laboratory.*

*ENAC is signatory in the Multilateral Agreement of the EA/IAF/ILAC in the matter of calibration.*

## **1.- MATERIAL CALIBRADO**

### *Calibrated material*

Máquina de Medición por Coordenadas

Modelo: GLOBAL EVO 9-15-8 S/N:906 (HEXAGON)

	Campo de medida :	División de escala:
Eje X :	900 [mm]	0.0001 [mm]
Eje Y :	1500 [mm]	0.0001 [mm]
Eje Z :	800 [mm]	0.0001 [mm]

## **2.- LUGAR DE LA CALIBRACIÓN**

### *Place of calibration*

La calibración del instrumento citado ha sido realizada "In Situ"

Dirección:

DITECMA

C.Pitagoras,7 Planta Baja

28906 - GETAFE

MADRID - España

## **3.- MÉTODO DE LA CALIBRACIÓN**

### *Calibration method*

Los procedimientos internos empleados para la calibración han sido: PEC/08

Procedimiento de calibración de máquinas medidoras por coordenadas. Según norma UNE EN ISO10360-2 :2010

Mediciones realizadas con palpado Unidireccional.

Test  $E_0$  : para cualquiera de los diferentes patrones longitudinales utilizados en número

"n" ( n = 5 ) se repiten "M" ( M = 3 ) mediciones en la misma alineación en 7 orientaciones diferentes.

Test  $R_0$  : Se calcula y evalúa el rango de repetibilidad, para cada uno de los conjuntos de las tres mediciones repetitivas

Test  $E_{150}$  : para cualquiera de los diferentes patrones longitudinales utilizados en número

"n" ( n = 5 ) se repiten "M" ( M = 3 ) mediciones en la misma alineación en 2 orientaciones diferentes.

## **4.- NOMENCLATURA DE RESULTADOS**

### *Nomenclature of results*

NOMINAL : Valor certificado del patrón.

MEDIDO : Valor indicado por la máquina.

CTE : Indicación mediante asterisco (\*) de medición realizada con patrón de bajo CTE

F.CORREC. : Factor de corrección por temperatura, en el caso que proceda:

(MMC sin Compensación Temperatura Automatica y patron bajo CTE)

F.C.Bid. : Factor de corrección bidireccional, en el caso que proceda:

(Mediciones realizadas con palpado Unidireccional)

DESV. : Diferencia entre valor certificado del patrón y valor indicado por la máquina.

$U_{95L}$  : Incertidumbre de uso para el patrón de nominal L

F.T. : Valores fuera de tolerancia. [FT: TOL - ( | DESV | + F.C.Bid.+  $U_{95L}$  )]

$E_0, MP_E$  : Ecuación de especificación de la máquina para medidas lineales (error max. Permitido)  $[A+B*L/1000]$  con desviación cero en la punta del palpador (A y B micrómetros, L milímetros)

$R_0, MP_L$  : Max. Valor especificado de repetibilidad de la máquina.

$E_{150}, MP_E$  : Ecuación de especificación de la máquina para medidas lineales (error max. Permitido)  $[A+B*L/1000]$  con desviación 150 mm en la punta del palpador (A y B micrómetros, L milímetros)

## **5.- TRAZABILIDAD**

### *Traceability*

La trazabilidad en la calibración se refiere a :  
C.E.M. (Centro Español de Metrología) (EUROMET)  
Laboratorios europeos de referencia (EUROMET)  
Laboratorios de calibración ENAC

## **6.- CONDICIONES AMBIENTALES DE LA CALIBRACIÓN**

### *Environmental conditions of the calibration*

Datos numericos reflejados en hojas de resultados de medición

El juego de patrones empleados es considerado de bajo CTE (coeficiente termico expansión)

En caso de maquinas sin compensación termica automatica y dado el coeficiente de expansión termico del patrón utilizado en la calibración, se aplicará factor de corrección de temperatura a cada uno de los resultados de medición obtenidos por la maquina (ajuste matemático del CTE )  
En caso de maquinas con compensación termica automatica será la MMC la que realice la corrección automaticamente.

## **7.- DESVIACIONES AL PROCEDIMIENTO**

### *Deviations of the procedure*

## **8.- OBSERVACIONES**

### *Observations*

## **9.- RESULTADOS DE LA CALIBRACIÓN**

### *Calibration results*

(Resultados en anexos siguientes)

### **NOTA :**

Los resultados contenidos en el presente documento se refieren al momento y condiciones en que se realizaron las calibraciones. El laboratorio que lo emite no se responsabiliza de los perjuicios que pudieran derivarse del uso inadecuado de los elementos calibrados. Cuando los valores de las magnitudes de influencia significativas existentes en el momento de utilización del elemento calibrado, difieran sensiblemente de los valores de las mismas durante la calibración, será responsabilidad del usuario decidir la aplicación de correcciones adicionales sobre el resultado de medida, así como el incremento correspondiente de su incertidumbre. La reproducción de este documento está permitida si se hace en su totalidad. Para su reproducción parcial es necesario autorización escrita del laboratorio emisor.

## **10.- CONFORMIDAD CON ESPECIFICACIONES**

### *Conformity with specifications*

A partir de los resultados de la calibración, puede declararse conformidad con las siguientes especificaciones:

<b><math>E_{0,MPE}</math></b>	<b>=</b>	<b><math>1.3 + 3 L / 1000</math></b>	<b>[Micrometros]</b>
<b><math>R_{0,MPL}</math></b>	<b>=</b>	<b>1.3</b>	<b>[Micrometros]</b>
<b><math>E_{150,MPE}</math></b>	<b>=</b>	<b><math>1.3 + 3 L / 1000</math></b>	<b>[Micrometros]</b>

En la declaración de conformidad con especificaciones se ha tenido en cuenta el valor de incertidumbre de uso de los patrones.

## HOJA DE IDENTIFICACIÓN

Página 4 de 4 y dos anexos

**INFORMACIÓN DE MAQUINA**

MAQUINA	: GLOBAL EVO	TAMAÑO:	: 9-15-8
FABRICANTE	: HEXAGON	S/N	: 906
ELECTRÓNICA	: DC800		
SOFTWARE	: PCDMIS	VERSIÓN:	: 2015
UBICACIÓN DE LA MAQ.	: DITECMA C.Pitagoras,7 Planta Baja 28906 - GETAFE MADRID - España		
OPERADOR:	: CESAR MERLO		
Espec. Fabr. $E_{0,MPE}$	: 1.3 + 3 L / 1000	[Micrometros]	
Espec. Fabr. $R_{0,MPL}$	: 1.3	[Micrometros]	
Espec. Fabr. $E_{150,MPE}$	: 1.3 + 3 L / 1000	[Micrometros]	

No existe formula de especificación de fabricante para  $E_{150}$ , se utiliza especificación de  $E_0$

**INFORMACIÓN DE PALPADORES**

TIPO DE CABEZAL	: TESASTAR-M	S/N	: 7R000700
TIPO DE SENSOR	: N/A	S/N	: N/A
LONGITUD DE PUNTA	: N/A	[mm]	
RADIO DE PALPADOR	: N/A	[mm]	
LONGITUD DE EXTENSIÓN	: N/A	[mm]	

**INFORMACIÓN DE MEDICIÓN**

VELOCIDAD DE MEDICIÓN	: 0.8	[% del máx.]
VELOCIDAD DE POSICIÓN	: 100	[% del máx.]
ACELERACIÓN	: 100	[% del máx.]
DIST. APROXIMACIÓN	: 5	[mm]

**INFORMACIÓN COMPENSACIÓN TÉRMICA**

AUTOMATICA


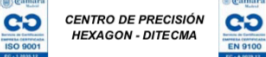

**INFORMACIÓN DE POSICIÓN**

## ***CENTRO DE PRECISIÓN HEXAGON - DITECMA***

***Referencia: Modelos Implantes***







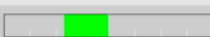
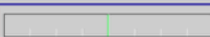
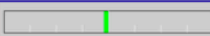

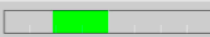

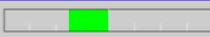


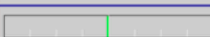
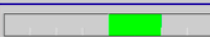

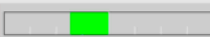
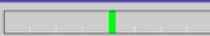
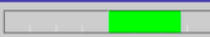

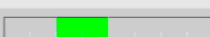
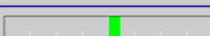

### ***INFORME DIMENSIONAL***




 <b>servicio avanzado de medición</b> 	<b>Servicio Avanzado de Medición Ditecma, S.L.</b> Polígono Industrial San Marcos C/ Pitágoras, 7, Planta Baja 28906 Getafe (MADRID) 91 621 41 12 <a href="mailto:info@ditecma.net">info@ditecma.net</a>	<b>INFORME DIMENSIONAL</b> <b>Cliente:</b> IDITEC NORTH WEST, S.L. C/ La Mina, 4 28220 Majadahonda (Madrid)	
<b>Ot N°:</b> 565/2016 <b>Técnico:</b> F. Roldán <b>Fecha Med.</b> 11/11/2016	<b>Condiciones Medioambientales</b> <b>Temperatura:</b> 21.3 °C <b>Humedad Relativa:</b> 37.9 %		<b>Equipos utilizados:</b> CMM Global Evo 09.15.08 <b>Incertidumbres:</b> ± 1.3 + 3L/1000
<b>Denominación:</b> Modelos Implantes <b>Referencia:</b> ----- <b>Revisión:</b> ----- <b>Fecha Rev:</b> ----- <b>Responsable:</b> Sr. Adrián Hernández		<b>Anexos:</b> <input type="checkbox"/> Informe 100% <input checked="" type="checkbox"/> Informe Cotas Marcadas <input type="checkbox"/> Estudio SPC <input type="checkbox"/> Plano Numerado <input type="checkbox"/> Certificado Equipos Medición <b>Condiciones Medición:</b> <input type="checkbox"/> Pieza Conformada en Útil para su medición <input checked="" type="checkbox"/> Pieza medida en estado libre <b>Ref. Útil:</b>	
<b>OBSERVACIONES:</b>		<b>Revisado y Aprobado por:</b>  <b>Fecha:</b> 14/11/2016	

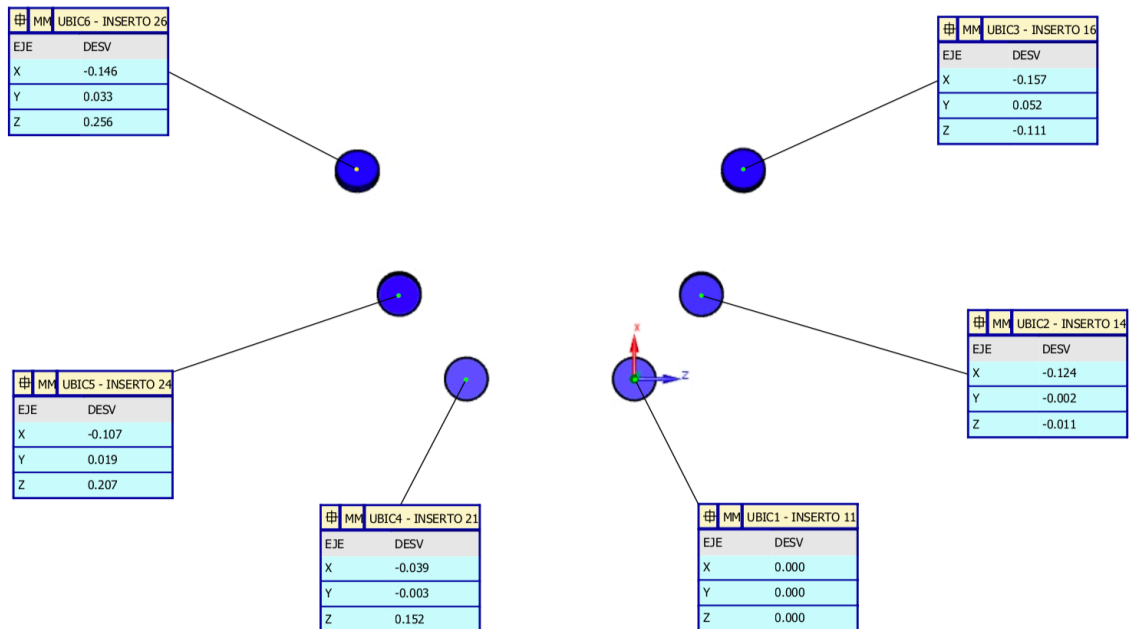


R-MED-1-2-3

		NOMBRE DE PIEZA : Modelo Implante 3					noviembre 11, 2016		
servicio avanzado de medición		NUMERO DE REV :			NUMERO DE SERIE :			CUENTA DE ESTADS : 1	
		MM	UBIC1 - INSERTO 11						
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL			
X	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000			
Y	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000			
Z	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000			
		MM	UBIC2 - INSERTO 14						
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL			
X	9.876	10.000	0.300	0.300	-0.124	0.000			
Y	-3.002	-3.000	0.300	0.300	-0.002	0.000			
Z	7.989	8.000	0.300	0.300	-0.011	0.000			
		MM	UBIC3 - INSERTO 16						
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL			
X	24.843	25.000	0.300	0.300	-0.157	0.000			
Y	-8.948	-9.000	0.300	0.300	0.052	0.000			
Z	12.889	13.000	0.300	0.300	-0.111	0.000			
		MM	UBIC4 - INSERTO 21						
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL			
X	-0.039	0.000	0.300	0.300	-0.039	0.000			
Y	-0.003	0.000	0.300	0.300	-0.003	0.000			
Z	-19.848	-20.000	0.300	0.300	0.152	0.000			
		MM	UBIC5 - INSERTO 24						
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL			
X	9.892	10.000	0.300	0.300	-0.107	0.000			
Y	-2.981	-3.000	0.300	0.300	0.019	0.000			
Z	-27.793	-28.000	0.300	0.300	0.207	0.000			
		MM	UBIC6 - INSERTO 26						
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL			
X	24.854	25.000	0.300	0.300	-0.146	0.000			
Y	-8.967	-9.000	0.300	0.300	0.033	0.000			
Z	-32.744	-33.000	0.300	0.300	0.256	0.000			

	NOMBRE DE PIEZA : Modelo Implante 3		noviembre 11, 2016
	NUMERO DE REV :	NUMERO DE SERIE :	CUENTA DE ESTADS : 1

2 / 2





#	MM	UBIC1 - INSERTO 11					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000	
Y	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000	
Z	0.000	0.000	0.300	0.300	0.000	0.000	
#	MM	UBIC2 - INSERTO 14					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	9.939	10.000	0.300	0.300	-0.061	0.000	
Y	-2.980	-3.000	0.300	0.300	0.020	0.000	
Z	7.960	8.000	0.300	0.300	-0.040	0.000	
#	MM	UBIC3 - INSERTO 16					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	24.873	25.000	0.300	0.300	-0.127	0.000	
Y	-8.958	-9.000	0.300	0.300	0.042	0.000	
Z	12.914	13.000	0.300	0.300	-0.086	0.000	
#	MM	UBIC4 - INSERTO 21					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	0.022	0.000	0.300	0.300	0.022	0.000	
Y	-0.004	0.000	0.300	0.300	-0.004	0.000	
Z	-19.943	-20.000	0.300	0.300	0.057	0.000	
#	MM	UBIC5 - INSERTO 24					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	9.917	10.000	0.300	0.300	-0.083	0.000	
Y	-2.985	-3.000	0.300	0.300	0.015	0.000	
Z	-27.863	-28.000	0.300	0.300	0.137	0.000	
#	MM	UBIC6 - INSERTO 26					
EJE	MED	NOMINAL	+TOL	-TOL	DESV	FUERATOL	
X	24.863	25.000	0.300	0.300	-0.137	0.000	
Y	-8.946	-9.000	0.300	0.300	0.054	0.000	
Z	-32.820	-33.000	0.300	0.300	0.180	0.000	

EJE	DESV
X	-0.137
Y	0.054
Z	0.180

EJE	DESV
X	-0.127
Y	0.042
Z	-0.086

EJE	DESV
X	-0.083
Y	0.015
Z	0.137

EJE	DESV
X	0.022
Y	-0.004
Z	0.057

EJE	DESV
X	0.000
Y	0.000
Z	0.000

EJE	DESV
X	-0.061
Y	0.020
Z	-0.040